



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR – TL 141584

PENGARUH KONSENTRASI *POLYCAPROLACTONE* (PCL) TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI PELAPISAN PADUAN Mg – 5%Zn MENGGUNAKAN METODE *SPRAY COATING* UNTUK APLIKASI *BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES*

HIDAYAT
NRP. 02511440000048

Dosen Pembimbing
Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2018



TUGAS AKHIR – TL 141584

PENGARUH KONSENTRASI *POLYCAPROLACTONE* (PCL) TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI PELAPISAN PADUAN Mg – 5%Zn MENGGUNAKAN METODE *SPRAY COATING* UNTUK APLIKASI *BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES*

HIDAYAT
NRP. 02511440000048

Dosen Pembimbing
Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2018

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



TUGAS AKHIR – TL 141584

**EFFECT OF POLYCAPROLACTONE (PCL)
CONCENTRATION ON MORPHOLOGY AND
DEGRADATION RATE OF COATING Mg - 5%Zn
ALLOY USING SPRAY COATING METHOD FOR
BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES
APPLICATION**

HIDAYAT
NRP. 02511440000048

Advisors:
Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

MATERIALS AND METALLURGICAL ENGINEERING
DEPARTMENT
Fakulty of Industrial Technology
Sepuluh Nopember Institut of Technology
Surabaya
2018

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LEMBAR PENGESAHAN

**PENGARUH KONSENTRASI *POLYCAPROLACTONE*
(PCL) TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU
DEGRADASI PELAPISAN PADUAN Mg – 5%Zn
MENGUNAKAN METODE *SPRAY COATING* UNTUK
APLIKASI *BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES***

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada
Bidang Studi Material Inovatif
Program Studi S-1 Departemen Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

HIDAYAT

NRP. 02511440000048

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng..... (Pembimbing I)

2. Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc..... (Pembimbing II)



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**PENGARUH KONSENTRASI *POLYCAPROLACTONE*
(PCL) TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU
DEGRADASI PELAPISAN PADUAN Mg – 5%Zn
MENGUNAKAN METODE *SPRAY COATING* UNTUK
APLIKASI *BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES***

Nama : Hidayat
NRP : 02511440000048
Departemen : Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS
Dosen Pembimbing : Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

ABSTRAK

Di dunia medis penggunaan material *non – biodegradable* masih menjadi pilihan yang menarik dalam pembuatan implan tulang karena selain memiliki sifat mekanik yang baik, harganya juga relatif murah. Namun, penggunaan material *non – biodegradable* mempunyai kelemahan salah satunya yaitu potensi toksisitas yang besar. Oleh karena itu, material yang bersifat *biodegradable* yang dapat diserap tubuh dan tidak perlu dikeluarkan dari dalam tubuh dibutuhkan sebagai pengganti material *non – biodegradable*. Paduan yang digunakan pada penelitian ini adalah Mg – 5%Zn. Namun, apabila dibandingkan dengan kriteria laju degradasi implan *biodegradable*, paduan Mg – 5%Zn ini masih belum memenuhi syarat. Oleh karena itu, diperlukan proses tambahan agar laju degradasi dapat lebih rendah. Pada penelitian ini, polimer digunakan sebagai lapisan paduan Mg – 5%Zn yang ditambahkan menggunakan metode *spray coating* untuk menurunkan laju degradasi dari paduan tersebut. *Polycaprolactone* (PCL) digunakan sebagai material *coating* dengan konsentrasi 2; 2,5; 3 dan 3,5 % (w/v). Pengujian dan karakterisasi yang dilakukan pada penelitian ini yaitu uji XRD, uji SEM, uji mikroskop optik, uji *weight loss* dan uji adhesi. Hasil dari penelitian menunjukkan bahwa konsentrasi optimal pelapisan *polycaprolactone* (PCL) pada paduan Mg – 5%Zn adalah

konsentrasi 3,5% (w/v) dengan mempertimbangkan hasil pengujian nya yaitu *porous* nya yang kecil, ketebalan $\pm 100 \mu\text{m}$, dan laju degradasi sebesar 2,19 cm/tahun. Sedangkan daya adhesi paling baik ada pada konsentrasi 2% (w/v) dengan nilai 4B. Dengan demikian, penelitian ini menunjukkan bahwa konsentrasi mempengaruhi beberapa hal yaitu semakin tinggi konsentrasi maka semakin kecil ukuran *porous*, semakin meningkatkan ketebalan, semakin menurunkan laju degradasi dan semakin menurunkan daya adhesi.

Kata kunci: *Biodegradable, Laju Degradasi, Polycaprolactone, Spray Coating*

**EFFECT OF POLYCAPROLACTONE (PCL)
CONCENTRATION ON MORPHOLOGY AND
DEGRADATION RATE OF COATING Mg - 5%Zn ALLOY
USING SPRAY COATING METHOD FOR
BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES
APPLICATION**

Name : Hidayat
NRP : 02511440000048
Department : Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS
Advisors : Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

ABSTRACT

In the medical world, the use of non - biodegradable materials is still an attractive option in the manufacture of bone implants because in addition to having good mechanical properties, the price is also relatively cheap. However, the use of non-biodegradable materials has disadvantages one of them is the potential for large toxicity. Therefore, biodegradable materials which can be absorbed and don't need to be removed from the body are needed as a substitute for non-biodegradable materials. The alloy used in this research was Mg – 5%Zn. However, when it was compared to the biodegradable implant degradation rate criteria, the Mg – 5%Zn alloy was still not eligible. Therefore, an additional process was required to reduce the degradation rate. In this research, polymer was used as layer of Mg – 5%Zn alloy which was added using spray coating method to reduce degradation rate of the alloy. Polycaprolactone (PCL) was used as a coating material with concentrations of 2; 2.5; 3 and 3.5% (w/v). Testing and characterization which applied in this research were XRD test, SEM test, optical microscope test, weight loss test and adhesion test. The results showed that the optimal concentration of polycaprolactone (PCL) coating on Mg - 5Zn alloy was 3.5% (w/v) concentration considering the test results of small porous, ± 100

µm thickness, and degradation rate of 2.19 cm/year. While the best adhesion power was at a concentration of 2% (w/v) with a value of 4B. This research shows that the concentration affects several things: the higher the concentration the smaller the porous size, the more the thickness increases, the lower the degradation rate and the lower the adhesion power.

**Keywords: Biodegradable, Degradation Rate,
Polycaprolactone, Spray Coating**

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT yang telah memberikan limpahan Rahmat, Hidayah, dan Karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan seluruh rangkaian penyusunan laporan Tugas Akhir dengan judul **“Pengaruh Konsentrasi Polycaprolactone (PCL) Terhadap Morfologi dan Laju Degradasi Pelapisan Paduan Mg – 5%Zn Menggunakan Metode Spray Coating Untuk Aplikasi Biodegradable Orthopedic Devices”**. yang menjadi salah satu syarat kelulusan mahasiswa di Departemen Teknik Material dan Metalurgi Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Penulis juga ingin mengucapkan terima kasih kepada semua pihak yang telah memberi dukungan, dan bimbingan kepada penulis hingga Tugas Akhir ini dapat diselesaikan. Ucapan terima kasih penulis sampaikan kepada :

1. Allah SWT yang selalu memberikan Rahmat, Hidayah dan Karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini.
2. Kedua Orang tua, Bapak (Alm) Tgk. H. Abdullah Ajie dan Ibu (Almh) Cut Syarifah yang selalu ada di dalam hati penulis. Semoga Bapak Ibu selalu berada disisi Allah SWT dan kepada seluruh keluarga tercinta atas segala doa, dukungan, pengertian dan cinta yang telah diberikan selama ini.
3. Bapak Dr. Ir. Agung Purniawan, S. T., M. Eng selaku dosen pembimbing I sekaligus Ketua Departemen yang telah sabar memberikan bimbingan dan dukungan kepada penulis untuk menyelesaikan Tugas Akhir ini layaknya orang tua yang membimbing anak-anaknya.
4. Ibu Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc. Selaku dosen pembimbing II yang dengan sabar dan tidak bosan memberikan ilmu, arahan dan masukan kepada penulis.

5. Ibu Dr. Widyastuti, S. Si., M. Si. selaku dosen wali yang selalu memberikan dukungan serta perhatiannya selama menempuh proses perkuliahan di Departemen ini.
6. Seluruh dosen, staff dan karyawan Teknik Material dan Metalurgi yang telah memberikan ilmu yang bermanfaat bagi penulis.
7. Qolby dan Noer selaku partner PCL squad yang telah menemani penulis dalam suka dan duka selama pengerjaan Tugas Akhir ini.
8. Mas Kukuh, Mas Fikri, Mas Ridha dan Mba Januar yang telah membantu dan menjadi mentor penulis dalam pengerjaan Tugas Akhir ini.
9. Cut Irma dan Dayyan selaku tim PKM-K yang telah banyak membantu meringankan beban dan selalu menyemangati penulis.
10. Teman-teman Seperjuangan Aceh-Surabaya 2014 dan PMKTR yang selalu menyemangati dan membantu penulis.
11. Teman-teman keluarga besar MT16 yang telah menjadi keluarga bagi penulis di perantauan ini.
12. Dan semua pihak yang turut serta membantu dan memberikan motivasi yang tidak bisa penulis sebutkan satu persatu.

Penulis menyadari bahwa masih banyak kekurangan pada penyusunan laporan Tugas Akhir ini dan mengharapkan kritik serta saran agar dapat lebih baik kedepannya. Semoga Tugas Akhir ini dapat bermanfaat bagi semua.

Surabaya, Juli 2018

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xvii
DAFTAR TABEL	xix
BAB I PENDAHULUAN	
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Rumusan Masalah	3
1.3. Batasan Masalah	3
1.4. Tujuan Penelitian.....	4
1.5. Manfaat Penelitian.....	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1. Tulang Manusia	7
2.2. Kandungan Mineral dalam Tulang	8
2.2.1. Magnesium (Mg)	8
2.2.2. Seng (Zn)	9
2.2.3. Diagram <i>Binary</i> Mg-Zn	11
2.3. Patah Tulang (Fraktur)	12
2.4. Implan Tulang	15
2.4.1. Logam.....	16
2.4.2. Polimer	17

2.4.3. Keramik	18
2.5. Bahan Biodegradable.....	18
2.5.1. Biodegradable Magnesium Alloy	20
2.5.2. Biodegradable Polimer	24
2.6. Pengecoran (<i>Casting</i>)	28
2.7. Pelapisan (<i>Coating</i>)	30
2.8. Penelitian Sebelumnya	33

BAB III METODE PENELITIAN

3.1. Diagram Alir Penelitian.....	41
3.2. Metode Penelitian	42
3.3. Peralatan dan Proses Penelitian	43
3.3.1. Preparasi Material Mg dan Zn	43
3.3.2. Proses <i>Casting</i>	45
3.3.3. Proses <i>Spray Coating</i>	46
3.4. Karakterisasi dan Pengujian	48
3.4.1. Uji <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD)	48
3.4.2. Uji <i>Scanning Electron Microscopy</i> (SEM).....	49
3.4.3. Uji Mikroskop Optik	50
3.4.4. Uji <i>Weight Loss</i>	51
3.4.5. Uji Adhesi.....	52
3.5. Rancangan Penelitian	53

BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

4.1. Hasil Pengujian XRD Paduan Mg - Zn	55
4.2. Hasil Pengujian SEM-EDX dan <i>Element Mapping</i> Padaun Mg - Zn	56

4.3. Hasil Pengujian SEM Paduan Mg – Zn Setelah <i>Coating</i> PCL.....	58
4.4. Hasil Pengujian <i>Cross-Section</i> Paduan Mg – Zn Setelah <i>Coating</i> PCL.....	60
4.5. Hasil Pengujian Adhesi Paduan Mg – Zn Setelah <i>Coating</i> PCL.....	61
4.6. Hasil Pengujian <i>Weight Loss</i> Paduan Mg – Zn Sebelum dan Setelah <i>Coating</i> PCL	63

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan.....	67
5.2. Saran.....	67

DAFTAR PUSTAKA xxi

LAMPIRAN xxvii

BIODATA PENULIS xxxix

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Distribusi Penyerapan Dinamis dan Kesetimbangan Ekuilibrium Mg Dalam Tubuh Manusia	9
Gambar 2.2. Diagram <i>Binary</i> Mg-Zn	11
Gambar 2.3. Pemasangan Implan Tulang	13
Gambar 2.4. Pencocokan Sifat Mekanik Antara Tulang dan Implan Baru.....	19
Gambar 2.5. Grafik Uji Weight Loss Beberapa Paduan Mg	23
Gambar 2.6. Struktur Formula PCL.....	28
Gambar 2.7. Mekanisme Pada Pelapisan <i>Air Spray</i>	31
Gambar 2.8. Hasil XRD dari Paduan Mg-Zn dengan Variasi % Zn	34
Gambar 2.9. Hasil Pengujian Struktur Mikro (a) Paduan Mg – 1Zn (b) Paduan Mg – 3Zn (c) Paduan Mg – 5Zn	35
Gambar 2.10. Grafik Nilai Rata - Rata Degradasi per Tahun Paduan Mg – Zn	36
Gambar 3.1. Diagram Alir Penelitian	42
Gambar 3.2. Proses Pemotongan Mg Menggunakan Mesin Bubut	44
Gambar 3.3. Sampel Magnesium (Mg).....	44
Gambar 3.4. Sampel Zinc (Zn)	45
Gambar 3.5. <i>Horizontal Furnace</i>	46
Gambar 3.6. Alat <i>Spray gun</i>	46
Gambar 3.7. Spesimen Hasil Penyemprotan PCL (a) 2% (b) 2,5% (c) 3% (d) 3,5%	47
Gambar 3.8. Mesin XRD	48
Gambar 3.9. Mesin SEM	49

Gambar 3.10. Mikroskop Optik.....	50
Gambar 3.11. Sampel dan Alat Uji <i>Weight Loss</i>	51
Gambar 3.12. Alat Uji Tape Test.....	52
Gambar 4.1. Hasil Pengujian XRD paduan Mg - 5%Zn.....	55
Gambar 4.2. Hasil <i>Element Mapping</i> Paduan Mg - 5%Zn Perbesaran 1000x	57
Gambar 4.3. Morfologi Permukaan Paduan Mg – 5%Zn Setelah Coating PCL (a) 2% (w/v) (b) 2,5% (w/v) (c) 3% (w/v) (d) 3,5% (w/v) Perbesaran 1000x.....	59
Gambar 4.4. Hasil <i>Cross-Section</i> Paduan Mg – 5%Zn Setelah Coating PCL (a) 2% (w/v) (b) 2,5% (w/v) (c) 3% (w/v) (d) 3,5% (w/v)	61
Gambar 4.5. Grafik Nilai Rata – Rata <i>Degradation Rate</i> Sebelum dan Setelah <i>Coating</i> dengan Variasi Konsentrasi PCL	64

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1. Sifat Mekanik Tulang Manusia	7
Tabel 2.2. Proporsi Zinc Dalam Tubuh	10
Tabel 2.3. Penggunaan Logam untuk Aplikasi Biomedis	16
Tabel 2.4. Penggunaan Polymer untuk Aplikasi Biomedis	17
Tabel 2.5. Penggunaan Keramik untuk Aplikasi Biomedis	18
Tabel 2.6. Perbandingan Properties Tulang dengan Beberapa Material	21
Tabel 2.7. Perbandingan Sifat Mekanik Paduan Mg	23
Tabel 2.8. Properties Polimer Biodegradable	25
Tabel 2.9. Sifat Fisik Poly-caprolactone.....	27
Tabel 2.10. Kelebihan dan Kekurangan <i>Air Spray</i>	33
Tabel 2.11. Permasalahan Pada <i>Air Spray</i>	33
Tabel 2.12. Pengaruh Komposisi Kimia Terhadap Ukuran Butir pada Temperatur 700 °C	36
Tabel 2.13. Pengaruh Komposisi Kimia Terhadap Nilai <i>Compressive Strenght</i> pada Temperatur 700 °C	39
Tabel 2.14. Nilai Kekerasan Paduan Mg – Zn.....	40
Tabel 3.1. Klasifikasi Hasil Uji Adhesi	53
Tabel 3.2. Rancangan Penelitian	53
Tabel 4.1. Persentase Unsur Hasil EDX Mg - 5Zn.....	56
Tabel 4.2. Hasil Pengujian Adhesi Menggunakan Tape Test.....	62

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Perkembangan dunia kedokteran khususnya penanganan kasus patah tulang saat ini terfokus pada pembuatan implan tulang dengan material yang dapat diserap oleh tubuh (Brar, 2009). Indonesia sendiri merupakan negara dengan jumlah penderita patah tulang tertinggi di Asia. Hal tersebut dibuktikan dengan terdapat sekitar 300 – 400 kasus operasi bedah tulang per bulan di Rumah Sakit Dr. Soetomo Surabaya (Gunawan, 2010). Banyaknya kasus tersebut mengindikasikan kebutuhan implan tulang akan semakin meningkat.

Di dunia medis pemanfaatan logam *non-biodegradable* seperti *Stainless steel*, Titanium dan paduan Cobalt menjadi pilihan yang menarik untuk bahan dasar dalam pembuatan implan tulang karena selain sifat mekanik yang baik, harganya juga relatif murah. Namun, bahan – bahan tersebut mempunyai kelemahan diantaranya yaitu potensi toksisitas yang besar di dalam tubuh, massa jenis dan modulus elastisitas logam yang jauh lebih tinggi daripada tulang. Sehingga Perbedaan ini dapat menghasilkan fenomena *Stress Shielding*, dimana tulang akan menanggung beban lebih berat sehingga pertumbuhannya akan terhambat (Agarwal, 2015). Selain itu, selama pemasangan implan, ion logam akan meluruh yang mana apabila kandungannya tidak sesuai dengan tubuh, dalam hal ini adalah tulang, maka ion logam tersebut akan menjadi racun sehingga untuk mencegahnya dalam kurun waktu tertentu harus dilakukan operasi kembali untuk pengambilan implan (Olszta, 2007). Tentunya hal tersebut tak hanya memakan biaya namun juga sangat menyakitkan bagi penderita patah tulang. Karena itu, sekarang ini material *biodegradable* tengah menarik perhatian karena sifat mekanik dari material implant disertai dengan pengurangan sifat mekanik dari material implan, beban akan berangsur-angsur pindah dari material implan ke tulang manusia dan jaringan lunak untuk menghindari efek *stress*



shielding. Material *biodegradable* juga tidak perlu dikeluarkan dari dalam tubuh (Yang dkk, 2013).

Berdasarkan riset yang telah dilakukan, terbukti bahwa tulang yang mengalami defisiensi Magnesium berpotensi sangat besar memicu terjadinya pengeroposan tulang atau osteoporosis (Castiglioni, 2013). Sekitar 60% dari keseluruhan persentase magnesium dalam tubuh terletak dalam tulang. Akibatnya kekurangan Magnesium akan menyebabkan kekokohan dan kekuatan tulang berkurang. Oleh karena itu, Magnesium sangatlah dibutuhkan oleh tubuh karena dapat diserap sebagai salah satu unsur utama yang memperkuat tulang.

Dalam beberapa tahun terakhir, penggunaan Magnesium sebagai *biodegradable material* sedang dikembangkan. Namun logam magnesium memiliki beberapa kelemahan dalam penggunaannya sebagai *biodegradable material*, diantaranya yaitu *degradation rate* dari magnesium tersebut yang tinggi sehingga ketika bone belum sempurna terbentuk, magnesium sudah terlarut. Serta *mechanical properties* magnesium yang lebih rendah dari *natural bone* membuat logam magnesium harus dipadukan dengan unsur lain agar sesuai dengan kondisi *bone* pada tubuh manusia. Oleh karena itu, untuk memperkokoh struktur serta memberikan sifat tambahan lain pada Magnesium agar sesuai dengan spesifikasi tulang (khususnya tulang manusia) perlu adanya bahan paduan lain. Untuk itulah Seng (Zn) ditambahkan ke dalam paduan untuk produk implan tulang permanen yang *biodegradable* ini. Selain untuk memperkokoh struktur dan memberikan sifat tambahan, Seng (Zn) dibutuhkan sebagai elemen pensupport sistem imun (Kurniawan, 2017).

Berdasarkan informasi-informasi diatas, maka diperlukan penelitian lebih lanjut mengenai *biodegradable Mg-based* untuk meningkatkan sifat yang kurang dari hasil penelitian-penelitian sebelumnya. Oleh karena itu, dalam penelitian ini dilakukan pengembangan lebih lanjut dengan metode pelapisan yang bertujuan sebagai lapisan yang nantinya akan melindungi substrat Mg-Zn sehingga meningkatkan sifat nya terutama menurunkan laju

BAB I PENDAHULUAN



degradasinya. Polimer sintesis *biodegradable* menjadi salah satu pilihan yang bagus dalam metode pelapisan ini karena memiliki karakterisasi yang bagus (Augello, 2015). Polimer yang nantinya akan digunakan adalah *Polycaprolactone* (PCL) yang mempunyai nilai degradasi paling rendah diantara polimer sintesis lainnya (Jinwoo, 2016) dan PCL dianggap sebagai bahan *biodegradable* yang tidak beracun dan cocok sebagai lapisan pelindung pada paduan berbasis Mg untuk aplikasi ortopedi (Agarwal, 2016). Metode coating yang digunakan yaitu *spray coating*. *Spray-coating* merupakan pilihan yang sangat baik saat mencoba melapisi benda-benda yang bersifat tiga dimensi, nonsimetris, atau dengan fitur topografi (Boellaard dkk, 2002). Adapun Penelitian ini nantinya akan membahas lebih lanjut tentang pengaruh konsentrasi *Polycaprolactone* (PCL) terhadap morfologi dan laju degradasi pelapisan paduan Mg-5%Zn menggunakan metode *spray coating* yang bisa digunakan untuk aplikasi *biodegradable orthopedic devices*.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, maka rumusan masalah dalam penelitian ini adalah:

Bagaimana pengaruh konsentrasi *polycaprolactone* (PCL) terhadap morfologi dan laju degradasi pelapisan paduan Mg – 5%Zn menggunakan metode *spray coating* untuk aplikasi *biodegradable orthopedic devices*?

1.3 Batasan Masalah

Untuk mendapatkan hasil akhir yang sesuai dengan yang diinginkan serta tidak menyimpang dari permasalahan yang ditinjau, maka batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Kondisi lingkungan pada *furnace* saat *casting* dianggap vakum sempurna
2. *Crucible* dan segala perlengkapan *furnace* dianggap tidak memengaruhi persentase paduan *casting*.



3. Proses penyemprotan diasumsikan konstan pada kondisi kelembaban 80%, temperature kamar sekitar 32°C dan tekanan atmosfer.
4. Pada pengujian *in vitro* menggunakan temperatur lingkungan 36-38°C dan diasumsikan konstan dari awal hingga akhir pengujian.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah:

Menganalisis pengaruh konsentrasi *polycaprolactone* (PCL) terhadap morfologi dan laju degradasi pelapisan paduan Mg – 5%Zn menggunakan metode *spray coating* untuk aplikasi *biodegradable orthopedic devices*.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini ditujukan kepada pemerintah, penelitian-penelitian lain, industri, dan masyarakat, yang dapat diuraikan sebagai berikut:

1. Bagi pemerintah penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan bahwa riset material di bidang kesehatan, terutama di bidang ortopedi, sangatlah penting untuk dikaji lebih lanjut, dan bahkan direalisasikan.
2. Bagi peneliti lain (terutama mahasiswa), penelitian ini bermanfaat sebagai tolok ukur penelitian tentang *biodegradable* material selanjutnya agar nantinya penelitian ini tidak hanya menjadi bahan koleksi perpustakaan semata. Selain itu, penelitian ini juga dapat digunakan sebagai salah satu sumber belajar dan pengajaran demi pengembangan ke arah yang lebih baik.
3. Bagi industri yang bergerak di bidang kesehatan, khususnya ortopedi, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan untuk mewujudkan ladang usaha yang potensial untuk produksi massal suatu produk di bidang *orthopedic devices* dalam negeri, demi kemajuan teknologi medis Indonesia.

BAB I PENDAHULUAN



-
4. Yang terakhir, bagi masyarakat, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai salah satu sumber wawasan untuk pengembangan ilmu pengetahuan di masa mendatang, demi mewujudkan pendidikan Indonesia yang lebih inovatif dan aplikatif.



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tulang Manusia

Tulang, khususnya tulang manusia, adalah suatu material komposit yang secara mendasar memiliki perbedaan dari material komposit lainnya, yaitu memiliki nilai biologis. Tulang banyak dipelajari oleh insinyur yang fokus pada bidang material karena strukturnya yang unik dan juga sifat mekaniknya (Olszta, 2007). Dalam tubuh manusia terdapat 206 tulang yang dapat diklasifikasikan ke dalam lima kelompok berdasarkan bentuknya, yaitu tulang panjang, tulang pendek, tulang pendek datar, tulang tidak beraturan dan tulang kecil. Adapun fungsi tulang adalah sebagai berikut:

1. Mendukung jaringan dan memberikan bentuk tubuh
2. Melindungi organ tubuh dan jaringan lunak
3. Menyimpan garam mineral dan memberikan pergerakan otot
4. Membentuk sel-sel darah merah di dalam sum-sum tulang belakang (Ginting, 2015).

Tulang memiliki sifat rigid dan elastis. Penyusun utama dari tulang adalah hydroxyapatit dan senyawa – senyawa karbonat dalam jumlah yang kecil. Untuk *Mechanical Properties* tulang ditunjukkan pada **Tabel 2.1**

Tabel 2.1 Sifat Mekanik Tulang Manusia (Abdulmalik, 2012)

Bone	Compressive Strength (MPa)	Flexural Strength (MPa)	Tensile Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Porosity (%)
Cortical Bone	130 – 180	135 – 193	50 – 150	12 – 18	5 – 13
Cancelous Bone	4 - 12	-	1 - 5	0.1 – 0.5	30 - 90



2.2 Kandungan Mineral dalam Tulang

Di dalam tulang terdapat 60% kandungan zat anorganik, yang terdiri dari Kalsium (dalam bentuk apatit), Magnesium, Kalium, Natrium, Besi, Fosfor, dll (Castiglioni, 2013). Akan tetapi untuk mengaitkan dengan pokok permasalahan, maka tinjauan pustaka ini hanya akan dijelaskan tentang unsur Magnesium dan Seng yang terkandung di dalam tulang.

2.2.1 Magnesium (Mg)

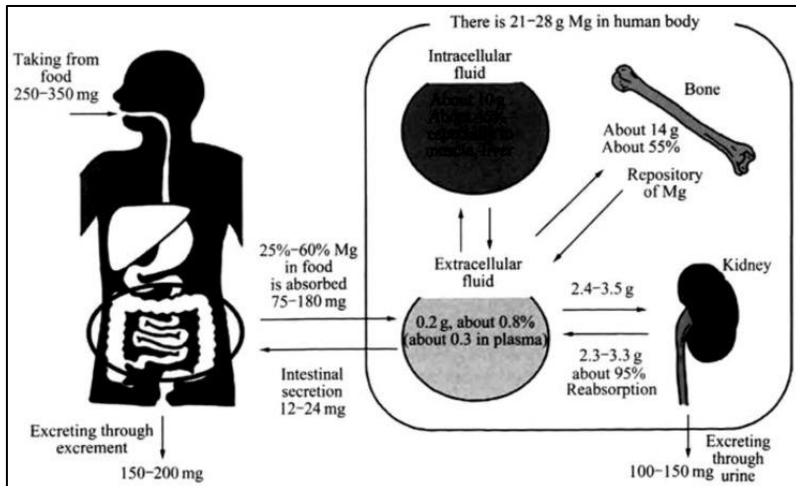
Magnesium tersedia dalam banyak makanan sehingga Sebagian besar dari kita memperolehnya dalam jumlah banyak dari makanan. Hal itu baik, karena Magnesium adalah unsur penting dalam tubuh. Sekitar 60 persen Magnesium dalam tubuh kita ditemukan dalam tulang dan gigi bersama dengan Kalsium dan Fosfor. Sekitar 40 persen digunakan dalam cairan tubuh sebagai unsur multiguna, seperti melakukan pengeluaran enzim untuk membantu otot jantung mengendur ketika denyut jantung melambat. Magnesium adalah elektrolit penting yang membantu mengendalikan apa yang masuk dan keluar melalui dinding sel, mengubah lemak, protein, dan gula menjadi energi, memberi sinyal saraf di sepanjang jalur saraf, serta membantu mengendalikan pH darah dan cairan tubuh (Jensen's, 2006). Penurunan kadar Magnesium dalam tulang dapat mengakibatkan penurunan kekuatan dan meningkatkan resiko terjadinya pengeroposan tulang atau osteoporosis.

Seerti ditunjukkan pada **Gambar 2.1** Magnesium adalah elemen penting dalam tubuh manusia, yaitu mineral keempat yang paling melimpah, dan diperlukan sebagai kofaktor di lebih dari 325 reaksi enzimatik yang berbeda, memainkan peran penting dalam metabolisme energi. Hal ini diperlukan untuk berfungsinya jantung, otot, saraf, tulang dan ginjal. Direkomendasikan oleh WHO, orang dewasa membutuhkan asupan harian 280–300 mg, sementara 250 mg untuk anak-anak dan 80 mg untuk bayi. Kadar magnesium serum dapat dipertahankan normal karena penyerapan dinamis dan kesetimbangan ekuilibrium magnesium dalam tubuh

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



manusia, melalui penyerapan gastrointestinal dan ekskresi ginjal. (Ding, 2016)



Gambar 2.1 Distribusi Penyerapan Dinamis dan Keseimbangan Ekuilibrium Mg Dalam Tubuh Manusia (Ding, 2016)

2.2.2 Seng (Zn)

Zink, seperti halnya magnesium, zink merupakan salah satu elemen penting yang diperlukan oleh tubuh manusia. Dalam jumlah yang sesuai, zink akan mendukung sistem imune, pembentukan enzim, protein dll. Zink merupakan salah satu elemen *nontoxic* dengan rekomendasi kebutuhan per hari yang di iijinkan sebanyak 40 mg (Dalibor, 2014). Penurunan sistem tanggap kebal serta meningkatnya kejadian infeksi dapat diakibatkan dari rendahnya kadar Zn di dalam tubuh. Defisiensi Zn yang parah dicirikan dengan menurunnya fungsi sel imun dalam menghadapi agen infeksi (Sus, 2012). Selain untuk memperkokoh struktur dan memberikan sifat tambahan, Seng (Zn) dibutuhkan sebagai elemen pensupport sistem imun (Kurniawan, 2017).

Zinc adalah mikromineral yang terdapat dalam jaringan manusia dan terlibat dalam fungsi berbagai enzim dalam proses



metabolisme. Tubuh manusia dewasa mengandung 2 - 2,5 gram Zinc. Tiga perempat dari jumlah tersebut berada dalam tulang dan mobilisasinya sangat lambat. Zinc terlibat pada lebih dari 90 enzim yang berhubungan dengan metabolisme karbohidrat dan energi, degradasi/sintesis protein, sintesis asam nukleat, biosintesis heme, *transport* CO₂ (anhidrase karbonik) serta reaksi-reaksi lain. Mengingat banyaknya enzim yang mengandung Zinc, maka pada keadaan defisiensi Zinc reaksi biokimia akan terganggu, seperti kecepatan pertumbuhan menurun, nafsu makan, gangguan sistem kekebalan tubuh, perlambatan pematangan seksual dan impotensi. (Almatsier, 2001).

Tabel 2.2 Proporsi Zinc Dalam Tubuh (Kurniawan, 2017)

Jaringan	Konsentrasi Zinc (µg/g wet wt)	Total Zinc (g)	Total Proporsi Zinc dalam Tubuh (%)
Otot Rangka	51	1,53	57
Tulang	100	1,77	29
Kulit	32	0,16	6
Hati	58	0,13	5
Otak	11	0,04	1,5
Ginjal	55	0,02	0,7
Jantung	23	0,01	0,4
Rambut	150	<0,01	0,1
Plasma Darah	1	<0,01	0,1

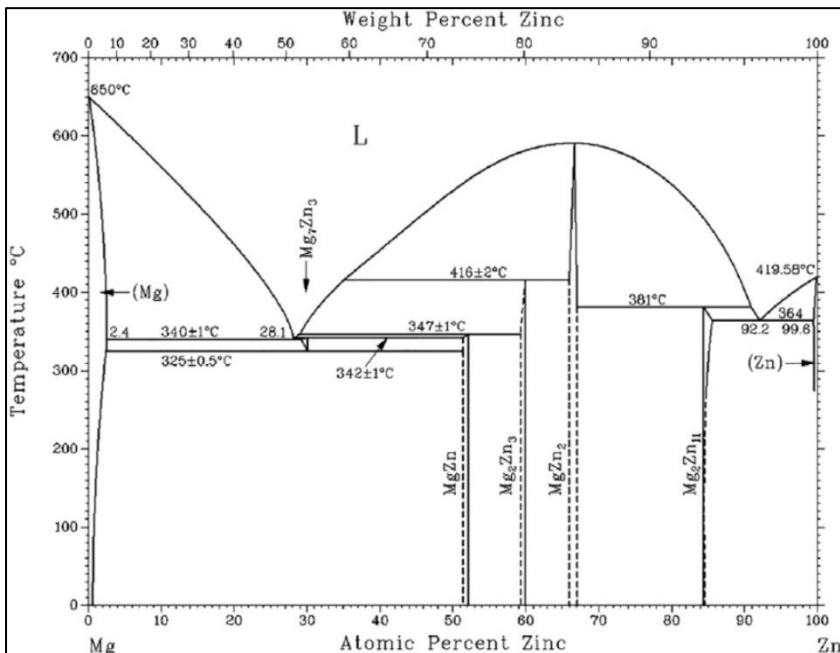
Seng memiliki banyak efek pada paduan yaitu meningkatkan kekuatan pada temperature kamar, ketahanan korosi, dan presipitasi hardening. Selain itu, Seng merupakan salah satu paduan paling sering digunakan pada magnesium, Selama pencairan dan pengecoran. Seng membantu meningkatkan fluiditas akan tetapi dapat mendorong terjadinya mikro porositas selama pengecoran. Seng bertindak sebagai *grain refiner*, hal ini bertujuan untuk meningkatkan kekuatan pada paduan (Baihaqi, 2017).

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



2.2.3 Diagram *Binary* Mg-Zn

Pada diagram fasa Mg-Zn ini menunjukkan data temperatur pembentukan fasa-fasa dari paduan Mg dan Zn. Diagram fasa ini menunjukkan bahwa titik lebur Magnesium yaitu 650°C dan titik lebur Zinc yaitu $419,58^{\circ}\text{C}$. Dari diagram fasa ini ditemukan senyawa intermetallic yaitu MgZn_2 dengan komposisi Zn nya 84 % – 84,6 % yang titik leburnya sekitar 600°C . Pada Sintesis material *biodegradable* di penelitian ini presentase yang digunakan adalah 5 % Zn, sehingga dapat kita lihat dari diagram fasa (**Gambar 2.2**) bahwa paduan tersebut terletak pada range Mg – Mg_7Zn_3 .



Gambar 2.2 Diagram *Binary* Mg-Zn (ASM Metal Handbook Vol.3)



2.3 Patah Tulang (Fraktur)

Menurut beberapa ahli, definisi *fraktur* adalah terputusnya kontinuitas tulang dan ditentukan sesuai jenis dan luasnya. *Fraktur* terjadi jika tulang dikenai *stress* yang lebih besar dari yang dapat diabsorbsinya (Brunner, 2002). Definisi lain dari *fraktur* atau patah tulang adalah terputusnya *kontinuitas* jaringan tulang dan/atau tulang rawan yang umumnya disebabkan oleh rudapaksa (Sjamsulhidajat, 2005). Di Indonesia sendiri, yang diwakili oleh data yang didapat dari salah satu kota di Jawa Timur, terdapat lebih dari 2000 kasus yang berhubungan dengan tulang dan jaringan otot per tahun (Dinas Kesehatan kabupaten Bojonegoro, 2014). Data tersebut hanya merepresentasikan kondisi dari salah satu kota, maka dapat disimpulkan bahwa secara keseluruhan di Indonesia terdapat ratusan ribu kasus yang berhubungan dengan tulang dan jaringan otot per tahunnya.

(Brunner, 2002) menjelaskan bahwa fraktur adalah terputusnya kontinuitas tulang dan ditentukan sesuai jenis dan luasnya. Definisi lain dari fraktur menurut (Carpenito, 2012) adalah diskontinuitas tulang yang disebabkan oleh tekanan eksternal yang datang lebih besar dari yang dapat diserap oleh tulang. Penyebab fraktur dibagi menjadi tiga, yaitu:

1. Tekanan langsung
Tekanan langsung menyebabkan fraktur terjadi di titik terjadinya tekanan. Fraktur demikian sering bersifat fraktur terbuka dengan garis patah melintang atau miring.
2. Tekanan tidak langsung
Tekanan tidak langsung menyebabkan fraktur di titik yang jauh dari tempat tekanan terjadi. Tulang yang patah biasanya merupakan yang terlemah dalam jalur hantaran tekanan.
3. Tekanan akibat tarikan otot
Fraktur jenis ini sangat jarang terjadi. Tekanan dapat berupa pemuntiran, penekukan, penekanan, penarikan atau dapat berupa kombinasi dari keempatnya.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



Gambar 2.3 Pemasangan Implan Tulang (Sjamsulhidajat, 2005)

Pada **Gambar 2.3** terlihat implan yang dipasang pada tulang. Dalam dunia kedokteran, cara penanganan korban patah tulang yang pertama dan utama adalah jangan cedera pasien. Cedera tambahan pada pasien terjadi akibat tindakan yang salah dan/atau tindakan yang berlebihan (Sjamsulhidajat, 2005). Prinsip penanganan *fraktur* meliputi *reduksi* (pengembalian fragmen tulang pada kesejajarannya), *imobilisasi* (dipertahankan dalam posisi dan kesejajaran yang benar sampai terjadi penyatuan), serta pengembalian fungsi dan kekuatan normal dengan rehabilitasi (Rahmandhika, 2016).

Tulang dapat beregenerasi sama seperti jaringan tubuh yang lain. Fraktur merangsang tubuh untuk menyembuhkan tulang yang patah dengan jalan membentuk tulang baru diantara ujung patahan tulang. Tulang baru dibentuk oleh aktivasi sel-sel tulang. Ada lima stadium penyembuhan tulang, yaitu:

1. Stadium satu – pembentukan hematoma
Pembuluh darah robek dan terbentuk hematoma disekitar daerah fraktur. Sel-sel darah membentuk fibrin guna melindungi tulang yang rusak dan sebagai tempat tumbuhnya kapiler baru dan fibroblast. Stadium ini berlangsung selama 24 jam – 48 jam.



2. Stadium dua – proliferasi seluler
Pada stadium ini terjadi proliferasi dan diferensiasi sel menjadi fibro kartilago. Sel – sel yang mengalami proliferasi ini terus masuk ke dalam lapisan yang lebih dalam dan disana osteoblast bergenerasi dan terjadi proses osteogenesis. Fase ini mulai terjadi 8 jam setelah fraktur hingga selesai.
3. Stadium tiga – pembentukan kallus
Sel – sel yang berkembang memiliki potensi kondrogenik dan osteogenik. Bila diberikan keadaan yang tepat, sel itu akan mulai membentuk tulang dan juga kartilago. Populasi sel ini dipengaruhi oleh aktivitas osteoblast dan osteoklast yang mulai berfungsi dengan mengabsorpsi sel – sel tulang yang mati. Massa sel yang tebal dengan imatur dan kartilago membentuk kallus pada permukaan endosteal dan periosteal. Sementara tulang imatur menjadi lebih padat sehingga gerakan pada tempat fraktur dan mulai menyatu. Fase ini mulai terjadi empat minggu setelah fraktur.
4. Stadium empat – kondolisasi
Bila aktivitas osteoclast dan osteoblast berlanjut, anyaman tulang (imatur) berubah menjadi lamellar. Sistem ini sekarang menjadi cukup kaku dan memungkinkan osteoclast menerobos melalui celah – celah tersisa antara fragmen dengan tulang yang baru. Ini adalah proses yang lambat dan mungkin perlu beberapa bulan sebelum tulang kuat untuk membawa beban yang normal.
5. Stadium lima – *remodeling*
Fraktur telah dijematani oleh suatu jaringan tulang yang padat. Selama beberapa bulan atau tahun, pembentukan dan penghalusan tulang dilakukan oleh proses reasorpsi secara terus menerus. Lamella yang lebih tebal akan terbentuk di tempat dengan tekanan yang lebih tinggi. rongga sumsum terbentuk dan



akhirnya terbentuk struktur tulang yang sesuai dengan keadaan normal (Ginting, 2015).

2.4 Implan Tulang

Implan tulang merupakan suatu alat yang digunakan sebagai penopang bagian tubuh, dan penyangga tulang pada kasus patah tulang (fraktur). *Scaffold, plate, bone screw*, dan beberapa alat lain dapat digunakan secara kombinasi menjadi penopang dan pengisi sambungan antara tulang yang patah sebelum jaringannya mengalami pertumbuhan. Untuk itulah *scaffold* pada area tulang akan mengalami kontak langsung dengan sel tulang, termasuk di dalamnya osteoblas, osteosit, dan osteoklas. Dan *scaffold* haruslah memiliki karakteristik sebaik kriteria pembebanan, serta gerak mekanik yang dimiliki tulang. Faktor-faktor tersebut akan memengaruhi kecepatan dari pertumbuhan tulang dan peluruhan *scaffold* (Saito, 2011). Pada *orthopedic device* seperti *scaffold, plate, bone screw*, dan lain-lain biasanya terbuat dari logam *nonbiodegradable*. *Bone screw* digunakan untuk menjaga *scaffold* agar tetap berada pada posisinya dan tidak bergerak sehingga dapat memertahankan bentuk tulang seperti yang diinginkan. Hingga saat ini penggunaan material *non-biodegradable* (berupa logam dan juga polimer yang tak mampu diserap tubuh) masih sangat populer dalam praktik penanggulangan dan pengobatan fraktur. Padahal, risiko kerusakan jaringan tubuh, infeksi, dan efek trauma dari pasien akibat operasi berulang-ulang untuk penanaman dan pengambilan implan sangat besar (Olszta, 2007). Untuk itulah diperlukan adanya solusi bahan yang *biodegradable* untuk menjawab risiko-risiko tersebut.

Menurut (Dumitrescu, 2011) implan tulang ideal harus mempunyai sifat berikut:

1. Biokompatibel.
2. Mampu menjadi kerangka atau *scaffold* untuk pembentukan sel tulang baru.
3. Dapat diserap dalam jangka panjang dan berpotensi untuk digantikan oleh tulang induk.



4. Dapat dimanipulasi secara klinis.
5. Hidrofilik.
6. Tidak menimbulkan reaksi alergi.
7. Mempunyai kuat tekan yang tinggi.
8. *Microporous* dan menyediakan kekuatan tambahan untuk memperbaiki matriks tulang induk dan menjalankan fungsi perbaikan biologis.
9. Dapat beradaptasi pada berbagai situasi medis (contoh trauma, kanker, dan lain-lain).
10. Tidak mendukung pertumbuhan *pathogen*

2.4.1 Logam

Material logam banyak digunakan sebagai implan yang mengalami *load – bearing*. Sebagai contohnya, secara umum pengimplanan tulang untuk aplikasi orthopedic devices banyak menggunakan material logam. Seperti hips, knees, shoulders, dan masih banyak lagi. Mulai dari bentuk *simple wire* sampai yang berbentuk *screw* penggunaan logam banyak dibuat. Meskipun kebanyakan logam dan paduannya digunakan untuk aplikasi medis, namun yang umum digunakan yaitu stainless steel, titanium dan titanium alloy, serta cobalt – base alloy seperti ditunjukkan pada **Tabel 2.3**.

Tabel 2.3 Penggunaan Logam untuk Aplikasi Biomedis
 (Abdulmalik, 2012)

Material	<i>Principal Application</i>
316L Stainless Steel	<i>Fracture Fixation, stents, surgical instruments</i>
Ni - Ti	<i>Bone plates, stents, orthodontic wires</i>
Gold Alloys	<i>Dental restoration</i>
Silver products	<i>Antibacterial agents</i>
Platinum and Pt - Ir	<i>Electrodes</i>
Hg – Ag – Sn	<i>Dental Restorations</i>

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



CP-Ti, Ti-Al-V, Ti-Al-Nb, Ti-13Nb-13Zr, Ti-Mo-Zr-Fe	<i>Bone and joint replacement, fracture fixation, dental implants, pacemaker encapsulation</i>
Co-Cr-Mo, Cr-Ni, Cr-Mo	<i>Bone and joint replacement, dental implants, dental restorations, heart valves</i>

2.4.2 Polimer

Polimer digunakan pada dunia kedokteran sebagai biomaterial. Aplikasinya mulai dari penggunaan sebagai bagian komponen pada hati dan ginjal, serta untuk pembuatan hip atau knee. Selain itu material polimer juga bisa digunakan sebagai material pelekats (coating) pada dunia kedokteran untuk fungsi – fungsi tertentu. Contoh dari material polimer yang banyak digunakan pada dunia medis ditunjukkan pada **Tabel 2.4**.

Tabel 2.4 Penggunaan Polymer untuk Aplikasi Biomedis
(Abdulmalik, 2012)

Material	<i>Principal Application</i>
<i>Silicone</i>	<i>Finger Joints</i>
<i>Ultrahigh molecular weight polyethylene</i>	<i>Knee, hip, Shoulder joints</i>
<i>Polylactic and polyglycolic acid, nylon</i>	<i>Sutures</i>
<i>Silicone, acrylic, nylon</i>	<i>Tracheal tubes</i>
<i>Acetal, Polyethylene, Polyurethane</i>	<i>Heart pacemaker</i>
<i>Polyester, Polytetrafluoroethylene, PVC</i>	<i>Blood vessels</i>
<i>Nylon, PVC, Silicones</i>	<i>Gastrointestinal segments</i>
<i>Polydimethyl Siloxane, Polyurethane, PVC</i>	<i>Facial Prostheses</i>
<i>Polymethyl Methacrylate</i>	<i>Bone Cement</i>



2.4.3 Keramik

Sejak dahulu penggunaan material keramik banyak digunakan sebagai penguat pada medis. Harga yang relatif murah dibandingkan dengan logam dan polymer membuat keramik lebih sering digunakan. Beberapa contoh material keramik yang banyak digunakan dalam dunia medis ditunjukkan pada **Tabel 2.5**.

Tabel 2.5 Penggunaan Keramik untuk Aplikasi Biomedis
 (Abdulmalik, 2012)

Material	<i>Principal Application</i>
Alumina	<i>Join replacement, dental implants</i>
Zirconia	<i>Joint replacement</i>
<i>Calcium Phospate</i>	<i>Bone repair and augmentation, surface coatings on metals</i>
<i>Bioactive glasses</i>	<i>Bone replacement</i>
<i>Porcelain</i>	<i>Dental restoration</i>
<i>Carbons</i>	<i>Heart valves, percutaneous devices, dental implants</i>

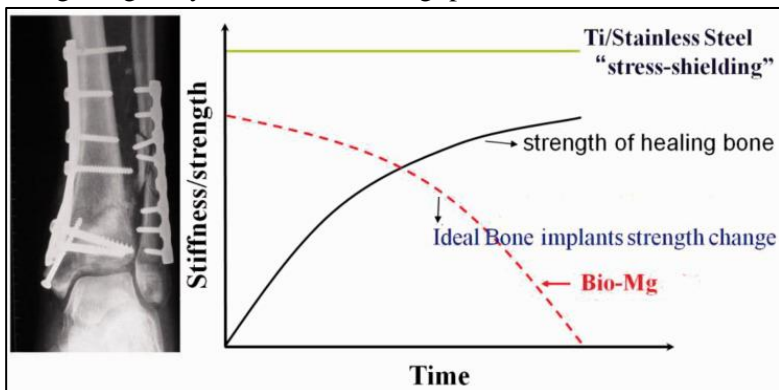
2.5 Bahan Biodegradable

Bahan *biodegradable* dapat diartikan sebagai zat atau benda yang mampu terurai oleh bakteri atau organisme hidup lainnya, juga dapat dimaknai sebagai bahan yang harus bebas polutan, karena kegunaannya lanjutannya adalah untuk berada di dalam tubuh makhluk hidup (*Oxford Dictionary*). Material *biodegradable* adalah material yang pada saat meluruh dapat diserap oleh tubuh dan tidak akan menghasilkan produk yang dapat menjadi racun sehingga tetap aman (Vojtek, 2014).

Untuk aplikasi fiksasi internal ortopedi, karena sifat-sifat mekanis dari tulang penyembuhan secara bertahap meningkat dengan pemulihan fraktur, dengan demikian, implan tulang yang ideal harus memiliki perubahan turunnya kekuatan yang disesuaikan dengan proses penyembuhan. Menggunakan

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

campuran magnesium dan magnesium biodegradable sehingga menawarkan peluang besar untuk mencapai perubahan kekuatan yang disinkronkan, sedangkan sifat mekanik implan permanen (titanium dan baja tahan karat) tetap hampir konstan selama seluruh proses penyembuhan, menyebabkan masalah perisai stres (**Gambar 2.4**). Selain itu, biodegradabilitas magnesium juga menghilangkan kebutuhan akan operasi kedua untuk menghilangkan implan setelah proses penyembuhan selesai, mengurangi biaya dan rasa sakit bagi pasien.



Gambar 2.4 Pencocokan Sifat Mekanik Antara Tulang dan Implan Baru (Ding, 2016)

Bahan *biodegradable*, akhir-akhir ini telah menarik banyak perhatian karena karakter mudah-luruhnya yang unik. Implan yang dapat terurai dan meluruh dalam tubuh, yang disertai dengan penurunan sifat mekanik dari bahan implan, memiliki keistimewaan berupa pengurangan beban secara bertahap, dan unsur-unsur di dalamnya akan luruh dan tertransfer ke jaringan tulang keras (*cortical bone*) dan jaringan lunak. Selain itu, bahan *biodegradable* tidak perlu diambil dari dalam tubuh setelah diimplan. Karena yang terjadi adalah seiring dengan pertumbuhan jaringan tulang, maka bahan implan *biodegradable* akan meluruh dan larut di dalam tubuh (Agarwal, 2015).



Dalam perkembangannya di beberapa tahun terakhir, implan *biodegradable* berupa batang penyangga, pelat, pin, sekrup (*bone screw*), jangkar jahitan untuk sutura telah mampu diciptakan. Yang paling sering dipelajari sebagai bahan *biodegradable* adalah polimer. Meskipun begitu, implan *biodegradable* dengan material dasar paduan Mg, paduan Zn telah banyak diteliti sebagai implan *biodegradable* masa depan dikarenakan sifat mekaniknya yang lebih baik daripada material polimer (Chen, 2014).

Bahan-bahan *biodegradable* biasanya diukur performa peluruhannya dengan satuan tertentu. Satuan tersebut bisa berupa *degradation rate* yang merupakan rasio dari pengurangan dimensi dengan waktu tertentu. Seperti contohnya adalah mm/tahun, cm/hari, dll (Meisam Salahshoor dan Yuebin Guo, 2012). Akan tetapi, berdasarkan perhitungan grafik dari sumber-sumber yang menjadi acuan, nilai-nilai *degradation rate* tersebut dapat dikonversi satu sama lain. Seperti pada nilai *degradation rate* gram/hari dapat dikonversi menjadi cm/tahun dengan **Persamaan 2.1**.

$$\text{PD/T} = \sqrt[3]{\frac{r_1 \times 365}{\rho}} \dots\dots\dots \text{(Persamaan 2.1)}$$

PD/T menggambarkan pengurangan dimensi per tahun, r_1 adalah nilai *degradation rate* dalam gram/hari, dan ρ mewakili densitas dari material dalam gram/cm³, di mana ketika kita hubungkan dengan satuan per tahun, maka 365 adalah asumsi hari dalam satu tahun (non kabisat). Sehingga satuan dari hasil PD/T adalah cm/tahun.

2.5.1 Biodegradable Magnesium Alloy

Magnesium dan paduannya merupakan kandidat menarik untuk aplikasi implan sementara dalam osteosintesis, karena magnesium degradable, kompatibel secara fisiologis dan bahkan

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



merangsang pertumbuhan tulang. Namun, meski ada penelitian intensif yang terjadi dalam hal ini, sejauh ini tidak ada implan ortopedi *Mg-based* tersedia secara komersial (Petra, 2010). Terutama penelitian mengenai penggunaan Magnesium yang memiliki banyak keunggulan. Selain merupakan salah satu unsur penting dalam tulang, Magnesium memiliki properties yang hampir serupa dengan properties yang dimiliki tulang. Nilai modulus elastisitas dan massa jenis Magnesium sebesar 41 GPa – 45 GPa dan 1.74 g/cm³ – 2 g/cm³. Nilai modulus elastisitas dan massa jenis tulang sendiri sebesar 15 GPa - 25 GPa dan 1.8 g/cm³ - 2.1 g/cm³. Namun, Magnesium memiliki kekurangan yaitu nilai compressive strenght yang rendah dan kecepatan luruhnya tinggi. Salah satu metode yang dapat digunakan untuk mengurangi kecepatan luruhnya yaitu dengan cara pemaduan (Magnesium Alloy) (Staiger, 2006).

Tabel 2.6 Perbandingan Properties Tulang dengan Beberapa Material (Staiger, 2006)

Material	Massa Jenis (g/cm ³)	Modulus Elastisitas (Gpa)	<i>Compressive Strength</i> (Mpa)	Fracture Toughness (MPa√m)
Tulang	1,8 – 2,1	3 – 20	130 – 180	3 – 6
Mg Murni	1,74 – 2	41 – 45	65 – 100	15 – 40
Paduan Ti	4,4 – 4,5	110 – 117	758 – 1117	55 – 115
Paduan Co	8,3 – 9,2	230	450 – 1000	N/A
<i>Stainless Steel</i>	7,9 – 8,1	189 – 205	170 – 310	50 – 200
<i>Hydroxi patite</i>	3,1	73 – 117	600	0,7



Magnesium adalah logam yang sangat ringan. Dengan kepadatan $1,74 \text{ g/cm}^3$, magnesium 1,6 dan 4,5 kali sedikit lebih padat dari aluminium dan baja. Ketangguhan fraktur magnesium lebih besar dari biomaterial keramik seperti *Hydroxypatite*, sedangkan modulus elastisitasnya dan kuat tekan magnesium lebih dekat dengan tulang alami dibandingkan dengan kasus implan metalik lainnya yang umum digunakan (**Tabel 2.6**).

Pada biodegradable Magnesium based metal, dengan kekuatan tekan dan kemampuan luruhnya yang tinggi, maka diperlukan campuran tambahan pada magnesium berupa paduan. Dalam jumlah kecil, Zn berkontribusi terhadap kekuatan karena penguatan *solid solution*. Hal ini juga dapat meningkatkan *castability* namun dalam yang lebih banyak ($>2 \text{ wt } \%$). Penambahan Zn dapat meningkatkan ketahanan korosi, penambahan sebanyak 2 wt% atau lebih cenderung untuk menjaga terjadinya *hot cracking*. Penambahan Zn pada paduan Mg akan meningkatkan ketahanan luruh (Gupta & Sharon, 2011). Ukuran butir paduan Mg akan semakin halus dan kekuatan mekaniknya semakin meningkat dengan penambahan unsur Zn hingga 6 wt%, lebih dari itu kekuatannya akan menurun kembali. Serupa dengan kecepatannya luruhnya yang akan menurun dengan penambahan unsur Zn hingga 6 wt% (Cai, 2012). Pada **Tabel 2.7** dirangkum sifat mekanik dari paduan Mg-Zn dengan sifat alami tulang. Dibandingkan dengan magnesium murni, kekerasan dan kekuatan tertinggi, ketegangan dan kompresi paduan Mg-Zn meningkat dengan meningkatnya kadar Zn sampai 5% berat. Sebaliknya Mg-7Zn paduan menampilkan sifat mekanik yang memburuk.

Perubahan berat rata-rata paduan Mg dan Mg-Zn murni 5 hari pencelupan di SBF digambarkan pada **Gambar 2.5**. Penurunan berat merupakan indikasi bahwa ada serangan korosi pada semua spesimen. Penurunan berat maksimum $0,69 \text{ mg/cm}^2/\text{h}$ diamati spesimen Mg murni, sedangkan urutan tingkat kehilangan massa dari tinggi ke rendah adalah 0,063, 0,04 dan $0,025 \text{ mg/cm}^2/\text{h}$ untuk Mg-7Zn, Mg-1Zn dan Mg-5Zn. Hasil perendaman jelas menunjukkan bahwa ketahanan korosi paduan Mg-Zn meningkat

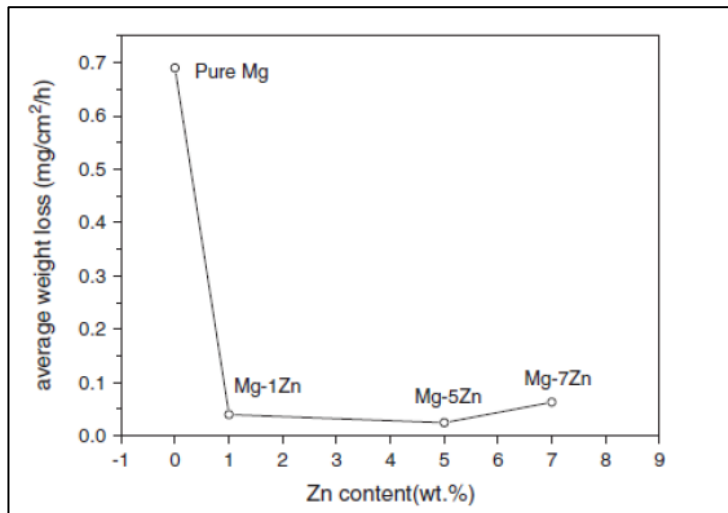
BAB II TINJAUAN PUSTAKA



dengan kenaikan penambahan Zn sampai 5% berat. Konten Zn yang berlebihan di Paduan Mg-Zn sampai 7% berat menyebabkan penurunan tajam.

Tabel 2.7 Perbandingan Sifat Mekanik Paduan Mg (Cai, 2012)

Material	Modulus (Gpa)	Tensile Strength (Mpa)	Yield Strength (Mpa)	Compression Strength (Mpa)	Hardness (HB)
Tulang	5 – 23	35 – 283	-	164 – 240	-
Mg Murni	1,86	100,47	29,88	183,09	37,1
Mg – 1Zn	24,23	187,73	60,62	329,6	47,33
Mg – 5Zn	36,47	194,59	75,6	334,12	53,8
Mg – 7Zn	39,60	135,53	67,28	353,11	56,26



Gambar 2.5 Grafik Uji Weight Loss Beberapa Paduan Mg (Cai, 2012)



Dari pembahasan di atas, dapat diamati bahwa paduan berbasis Mg memiliki sifat mekanik (densitas, kekuatan luluh, kekuatan tarik, elongasi untuk istirahat dan modulus elastis) mirip dengan tulang alami dibandingkan dengan campuran biodegradable lainnya, implan permanen, keramik dan polimer. Meskipun banyak keuntungan, keterbatasan utama dari paduan berbasis Mg sebagai bahan biomedis adalah tingkat korosi yang tinggi. Ada beberapa strategi untuk meningkatkan perilaku korosi dan biokompatibilitas Untuk meningkatkan perilaku korosi dan biokompatibilitas dari implan berbasis Mg melalui lapisan pelindung polimer pelindung pada Mg dan paduannya. (Agarwal, 2016).

2.5.2 Biodegradable Polimer

Bahan polimer telah digunakan untuk aplikasi rekayasa jaringan karena keuletannya, biokompatibilitas dan sifat biodegradable. Polimer tersusun atas monomer pengulang kecil yang memberikan sifat-sifat khas polimernya. Tingkat ikatan silang monomer menentukan sifat fisik kimia polimer. Secara umum, bahan polimer secara luas diklasifikasikan menjadi polimer sintetis dan alami.

Polimer sintetis seperti alifatik poly-ester (poly lactic acid, poly glycolic acid, poly co-(lactic-co-glycolic acid)) dapat disintesis dalam kondisi terkontrol untuk mengatur sifat seperti berat molekul dan derivasi. Keuntungan dari poliester alifatik sintetis memungkinkan penggunaannya dalam aplikasi biomedis. Polimer alami seperti gel berbasis kolagen dan protein, turunan berbasis hyaluronic, chitosan polisakarida dan perancah berbasis heparin telah berhasil digunakan dalam berbagai aplikasi rekayasa jaringan. Polimer alami berbagi sifat yang mirip dengan bahan di dalam tubuh dan dengan demikian dapat mendorong penyembuhan jaringan yang cepat dengan mengarahkan adhesi dan fungsi sel. Kedua kelas polimer dapat dimodifikasi secara kimia untuk menghasilkan perancah tuneable dan implan biomedis dengan laju degradasi terkontrol. Selain itu, beberapa laporan menunjukkan

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



bahwa produk sampingan dari polimer biodegradable sangat biokompatibel. Polimer ini dapat direkayasa ke dalam berbagai bentuk dan ukuran, seperti disk, batang, pelet, pelat, film dan serat sesuai kebutuhan. Beberapa aplikasi termasuk sutura biodegradable, material cangkok tulang, pin, sekrup dan perangkat ortopedi bantalan beban. Meskipun memiliki banyak sifat yang diinginkan, polimer memiliki kekuatan mekanik yang rendah jika dibandingkan dengan biokeramik dan implan logam, sehingga menghambat aplikasi mereka dalam rekayasa jaringan keras. Oleh karena itu polimer telah banyak digunakan dalam rekayasa jaringan lunak dan peralatan medis bantalan beban rendah. Relatif, Mg dan paduannya memiliki keunggulan dibandingkan polimer karena kekuatan mekanik yang mirip dengan tulang.

Tabel 2.8 Properties Polimer Biodegradable (Lili tan, 2013).

Polimer	<i>Melting Temperature</i> (°C)	<i>Glass Transition Temperature</i> (°C)	<i>Tensile Modulus</i> (GPa)	Waktu Degradasi (bulan)
PLA	173 – 178	60 – 65	1,5 – 2,7	12 – 18
PGA	225 – 230	35 – 40	5 – 7	3 – 4
PCL	58 – 63	60 - 65	0,4 – 0,6	>24
PLGA (50–50)	<i>Amorphous</i>	50 – 55	1,4 – 2,8	3 – 6

Biodegradable polimer adalah salah satu biomaterial utama dan umum yang digunakan untuk perbaikan tulang dan rekayasa jaringan. Tingkat biodegradabilitas dan tingkat degradasi terkontrol mereka sangat bermanfaat untuk aplikasi klinis (Zeeshan, 2015). Berdasarkan asalnya, biodegradable polimer dapat diklasifikasikan menjadi bahan alam dan sintesis.



Polisakarida (*chitosan*) dan Protein (kolagen) termasuk contoh umum dari biodegradable polimer alami. Tapi aplikasinya dibatasi secara dramatis karena aktivitas fisiologisnya yang tinggi, tingkat degradasi yang tidak diketahui, dan sifat mekanik yang rendah. Sedangkan untuk polimer sintesis, dengan perancangan yang hati-hati dan kontrol yang akurat, polimer sintesis dengan sifat lebih baik daripada bahan berbasis alami dapat disiapkan untuk memenuhi berbagai persyaratan (Lili tan, 2013). **Tabel 2.8** menunjukkan sifat beberapa polimer biodegradable. Karakterisasi termal, mekanik dan nilai degradasi bergantung pada distribusi stereoisomer dalam rantai polimer.

Secara umum, implan polimer biokompatibel untuk aplikasi ortopedi belum ditemukan yang cocok karena sifat mekanik yang buruk. Oleh karena itu, polimer semacam itu umumnya diaplikasikan sebagai lapisan anti korosi pada implan ortopedi. Biasanya, bahan polimerik ini meningkatkan ketahanan korosi logam berbasis Mg dengan mengisolasi perangkat dari lingkungan fluidik dan korosif dari tubuh. Sifat biokompatibel polimer sangat penting karena keberadaannya di antarmuka implan dan lingkungan tubuh yang dapat menimbulkan respons imunologi. Oleh karena itu, memilih lapisan polimer yang tepat sangat penting dalam meningkatkan ketahanan korosi dan biokompatibilitas logam ortopedi, termasuk Mg dan paduannya.

Ada beberapa keuntungan dari polimer karena mereka dapat dengan mudah dimodifikasi secara kimia, fisik dan mekanis, memungkinkan penggunaannya dalam berbagai aplikasi biomedis. Poliester alifatik sintetis seperti poli asam laktat (PLA), asam polico-laktat-glikolat (PLGA), polikaprolakton (PCL), polietilenin (PEI) dan banyak polimer lain telah digunakan dalam berbagai aplikasi biomedis. Bahan polimerik ini adalah pelapis yang menarik pada Mg dan paduannya untuk mengontrol laju awal degradasi, karena laju degradasi mereka didasarkan pada berat molekulnya. Secara khusus, asam laktat dan glikolat berdasarkan polimer seperti PLA dan PGA, telah dipelajari secara ekstensif

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



sebagai pelapis tahan korosi untuk aplikasi ortopedi. PCL terdegradasi lebih lambat daripada PLA.

Polycaprolactone (PCL) adalah polimer yang paling banyak dipelajari dalam famili polylactone. Suhu *glass transition* adalah -60 °C dan titik leleh adalah antara 59 °C hingga 63 °C. Turun lebih lambat dari PLA, dan berguna untuk *drug delivery* serta pelapis anti-korosif. PCL homopolimer memiliki waktu degradasi sekitar 24 hingga 36 bulan. PCL dianggap sebagai bahan biodegradable yang tidak beracun dan cocok sebagai lapisan pelindung pada paduan berbasis Mg untuk aplikasi ortopedi.

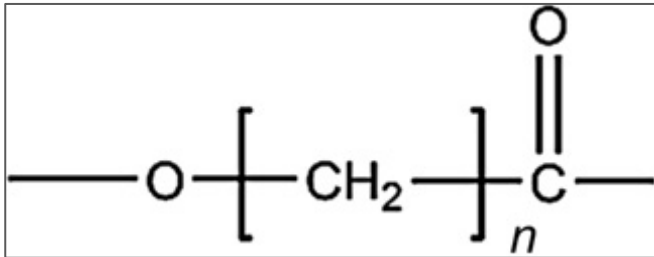
Tabel 2.9 Sifat Fisik Poly-caprolactone (Park, 2013)

1% Secant Modulus (psi)	50000
Elongation (%)	-759
Yield stress (psi)	1600
Tensile strength (psi)	3500
Melting point (°C)	63
Degradation Time (months)	>24
Density (g/cm ³)	1,149

(Park dkk, 2013) Mempelajari ketebalan PCL yang bervariasi untuk mengendalikan korosi Mg untuk aplikasi ortopedi. Laporan mereka mempelajari lapis demi lapis pelapisan PCL menggunakan pelapisan dip dengan peningkatan progresif dalam ketebalan rata-rata dari 2,8 hingga 13 μm pada Mg murni. Tingkat degradasi diukur dengan evolusi gas hidrogen dalam larutan Hanks selama 14 hari. Diamati bahwa laju degradasi menurun dengan meningkatnya ketebalan lapisan. Namun, penyerapan air yang tinggi diamati pada tahap awal, merusak lapisan dengan mengurangi adhesi film pada Mg murni. (Degner dkk, 2013) menunjukkan ketahanan korosi PCL dilapisi Mg murni di DMEM (media korosif) selama satu bulan pada 37 °C melalui penyelidikan elektrokimia. Itu menunjukkan bahwa dengan peningkatan konsentrasi PCL (2,5 hingga 7,5% m/v) ketahanan korosi



meningkat 10 kali lipat. Oleh karena itu, dapat diamati bahwa PCL dapat bertindak sebagai lapisan pelindung yang potensial untuk mencegah korosi paduan berbasis Mg untuk aplikasi ortopedi.



Gambar 2.6 Struktur Formula PCL (Lili tan, 2013)

PCL adalah poliester alifatik yang dapat terurai yang struktural formula PCL ditunjukkan pada **Gambar 2.6** karena perilaku hidrofobiknya, tidak mudah untuk mengontrol laju degradasinya hanya dengan menyesuaikan berat molekulnya (Lili tan, 2013). PCL polimer umumnya digunakan sebagai biomaterial dalam aplikasi biomedis seperti perancah teknik mesin dan pembalut karena biokompatibilitas dan biodegradabilitasnya. PCL adalah polimer resorbable yang disetujui FDA dengan kelarutan yang baik, kompatibilitas campuran dan stabilitas tubuh selama sekitar 1 tahun yang digunakan dengan sukses pada perangkat *drug delivery* (Jinwoo, 2016). Selain itu, kinetika degradasi, sifat mekanik, ukuran pori dan ketahanan retak tegangan PCL dapat disesuaikan dengan pencampuran dengan polimer lain yang sesuai. PCL juga dianggap sebagai bahan biodegradable yang tidak beracun dan cocok sebagai lapisan pelindung pada Mg berbasis paduan untuk aplikasi ortopedi (Agarwal, 2016).

2.6 Pengecoran (Casting)

Pengecoran adalah metoda pembentukan logam yang paling tua dikenal orang. Proses pengecoran logam dilakukan dengan cara mencairkan logam kemudian menuangkannya ke



dalam rongga cetakan. Proses ini dapat digunakan untuk membuat benda dengan bentuk yang rumit. Pengecoran logam dapat dilakukan untuk bermacam-macam logam seperti, besi, baja paduan tembaga (perunggu, kuningan, perunggu aluminium dan lain sebagainya), paduan ringan (paduan aluminium, paduan magnesium, dan sebagainya), serta paduan lain, semisal paduan seng, monel (paduan nikel dengan sedikit tembaga), hasteloy (paduan yang mengandung molibdenum, khrom, dan silikon), dan sebagainya (Sadino, 2007).

Pengecoran atau *casting*, dalam hal ini adalah teknik pemrosesan material dengan menggunakan fase cair sebagai jalur pencampurannya. Tentunya didahului dengan proses pemanasan hingga melebihi temperatur leleh (*melting temperature*) dari masing-masing unsur yang akan dipadukan. Metode casting yang digunakan adalah metode *permanent mold casting*. Metode ini, cetakannya dapat dipakai berulang kali dan tidak memerlukan proses lanjutan. Dibanding cetakan pasir, *permanent mold casting* mempunyai keuntungan yaitu toleransi dimensi yang lebih baik, kehalusan permukaan lebih baik, kekuatan lebih tinggi, serta ekonomis untuk jumlah produk yang besar. Adapun beberapa kelemahannya adalah *permeability* rendah, biaya pembuatan cetakan tinggi, tahan terhadap perubahan dimensi pada saat pendinginan besar, pengeluaran coran lebih sulit, karena cetakan tidak dapat dihancurkan. Biasanya *permanent mold* dibuat dari bronze, besi cor atau baja cor. Secara umum pengecoran dengan menggunakan permanent mold adalah komponen yang dibuat harus mempunyai bentuk yang sederhana, tidak terdapat under cut serta inti yang kompleks. Bila terdapat bagian tersebut maka ongkos cetakan menjadi sangat mahal. Untuk itu dapat digunakan cetakan semi permanent. Pada permukaan permanent mold dilapisi bahan tahan panas seperti sodium silicate dan tanah liat (Sadino, 2007). Oleh karenanya proses pengecoran ini hanya bergantung dari bentuk wadah (*crucible*) dan panas yang dihantarkan untuk melelehkan material paduan (Gupta, 2011). Metode pengecoran ini memanfaatkan gravitasi dan pendinginan udara. Akan tetapi pada



Pada proses pengecoran di penelitian ini material langsung di panaskan dan dinginkan di dalam wadah, semua proses nya akan dilakukan di dalam furnace. Hal itu dimaksudkan untuk mencegah oksidasi terjadi pada material hasil casting, dan mengubah sifat-sifat yang ada pada material.

Temperatur pemanasan pun amat berpengaruh terhadap material hasil pengecoran, terutama terhadap volume dan massa jenisnya. Menurut (Siswanto, 2011) semakin tinggi temperatur pemanasan akan menurunkan komposisi Magnesium dalam paduan dikarenakan presentase Magnesium yang terbakar akan semakin meningkat. Di sisi lain, kenaikan temperatur pemanasan akan cenderung meningkatkan nilai densitas dan kekerasan material akibat porositasnya semakin berkurang. Dalam implan tulang biodegradable keberadaan porositas menjadi hal yang penting, selain dapat mengurangi kekuatan mekaniknya agar tidak terlalu jauh berbeda dengan kekuatan mekanik tulang serta adanya porositas juga akan mempermudah jaringan tulang yang baru untuk tumbuh (Hermawan, 2012).

2.7 Pelapisan (*Coating*)

Pelapisan yang digunakan dalam kasus kali ini adalah pelapisan polimer. Tujuan utama dari metode pelapisan ini adalah untuk menciptakan lapisan polimer yang seragam dengan ukuran pori terkendali dan adhesi yang kuat terhadap substrat magnesium yang mendasarinya. Tujuan umum saat melapisi magnesium untuk tujuan biomedis adalah melindungi logam dari korosi dan mengendalikan laju degradasinya. Magnesium sangat reaktif terhadap lingkungan berair. Salah satu cara untuk memperlambat korosi magnesium adalah melalui pembentukan lapisan pasivasi. Padahal, pasivasi di permukaan magnesium terjadi secara alami, membentuk MgO , $Mg(OH)_2$, dan lapisan karbonat di permukaan. Namun, Lapisan passivasi ini tidak stabil dan cepat rusak saat terpapar fisiologis ion Cl^- (Frank, 2008).

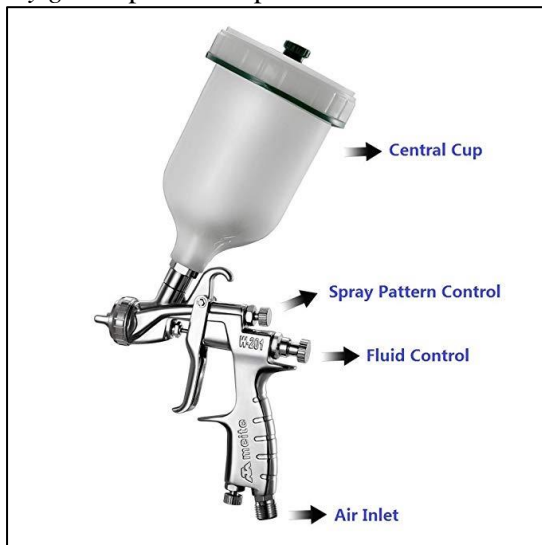
Spray coating sangat cocok untuk bahan polimer yang bisa dalam bentuk cair atau koloid yang mencakup sebagian besar

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



polimer sintesis yang populer. Lapisan yang dibuat dengan cara penyemprotan secara inheren (Gray & Luan, 2002). Spray coating juga merupakan pilihan yang bagus saat mencoba untuk melapisi objek 3D, nonsimetri, atau topografi, spray coating akan menghasilkan lapisan yang lebih seragam ketebalannya dari yang bisa diraih oleh metode spincoating (Boellaard, 2002).

Pelapisan dengan metode spray merupakan salah satu teknik pelapisan yang menggunakan teknik semprot dimana cairan yang akan di lapiskan disemprotkan lewat spray gun dengan tekanan tertentu ke permukaan benda kerja. Jenis yang paling umum digunakan ialah konvensional spray dimana konvensional spray dibagi menjadi dua jenis yaitu Air Spray dan Airless spray. Pengkabutan air spray disebabkan oleh adanya pertemuan antara angin dan cat pada tudung spray gun (air cap, kepala spray gun) baik itu secara internal maupun external mix sehingga cat berbaur dengan angin terpecah menjadi sekumpulan partikel yang sangat halus dan lembut. Mekanisme dan bagian-bagian *spray gun* dapat dilihat pada **Gambar 2.7**.



Gambar 2.7 Mekanisme Pada Pelapisan Air Spray (Graco, 2015)



Konvensional spray menggunakan kompresor yang kemudian diarahkan ke cairan pelapis (cat/varnish) sehingga cairan tersebut keluar melalui lubang nozzle yang ada. Bertekanan merupakan sumber tenaga yang besar sehingga mampu mengalirkan cat dari wadah ke tudung spray gun dan terjadi atomisasi pada tudung spray gun (air cap, kepala spray gun). Untuk dapat beratomisasi dengan baik, air spray membutuhkan tekanan angin sekitar 2 - 5 bar, selain itu ratio volume (cfm) dan cat harus di atur dengan baik untuk memastikan aplikasi pengecatan yang benar (Streitberger, 2006). Pengkabutan air spray disebabkan oleh adanya pertemuan antara angin dan cat pada tudung spray gun (air cap, kepala spray gun) baik itu secara internal maupun external mix sehingga cat berbaur dengan angin terpecah menjadi sekumpulan partikel yang sangat halus dan lembut. Beberapa kelebihan dan kekurangan pada pelapisan menggunakan metode *air spray* dijelaskan pada **Tabel 2.10**.

Tabel 2.10 Kelebihan dan Kekurangan *Air Spray* (Fiqhi, 2017)

Kelebihan	Kekurangan
Hasil pengecatan sangat halus dan tipis	Tidak cocok untuk ketebalan diatas 70 %
Alat mudah digunakan	Transfer efisiensi sangat minim
Kelebaran sudut semprot	Cat yang menempel 25-35 %
Volume angin terletak pada spray gun	Mudah terjadi over spray
Dapat digunakan untuk pengecatan material bertekstur	
Pengeringan cepat	

Aplikasi *air spray coating* banyak digunakan di dunia industri karena memiliki banyak kelebihan antara lain aplikasinya yang cepat, ketebalan lapisan bisa dikontrol, pelapisan dengan pengeringan yang cepat, hasil akhir yang merata (*uniform*) dan

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



bisa di atur secara otomatis (Wattler, 2010). Pelapisan spray membutuhkan kinerja operator yang berkompeten dan berpengalaman. Prinsip dasar dari aplikasi *spray coating* ialah dengan mengatomisasi cat menjadi bentuk spray dan mengarahkan spray ke objek yang ingin dilapisi. Beberapa masalah yang sering ditemui pada aplikasi *spray coating* berikut kemungkinan yang menyebabkan terjadinya masalah tersebut dijelaskan pada **Tabel 2.11**.

Tabel 2.11 Permasalahan Pada Air Spray (Fiqhi, 2017)

Masalah Pada Pelapisan Spray	Kemungkinan Penyebab
<i>Trailing</i>	Tekanan terlalu rendah
	Material terlalu tipis
	<i>Orifice</i> (lubang nozzle) terlalu kecil
<i>Hour Glass Pattern</i>	Tekanan untuk memompa terlalu rendah
	Terbentuk es pada muffle
Tidak ada spray	Tidak ada tekanan fluida
	Lubang nozzle tersumbat
Penyimpangan pola spray	Tekanan fluida terlalu rendah Cap terlalu using

Parameter - parameter penting pada Air Spray

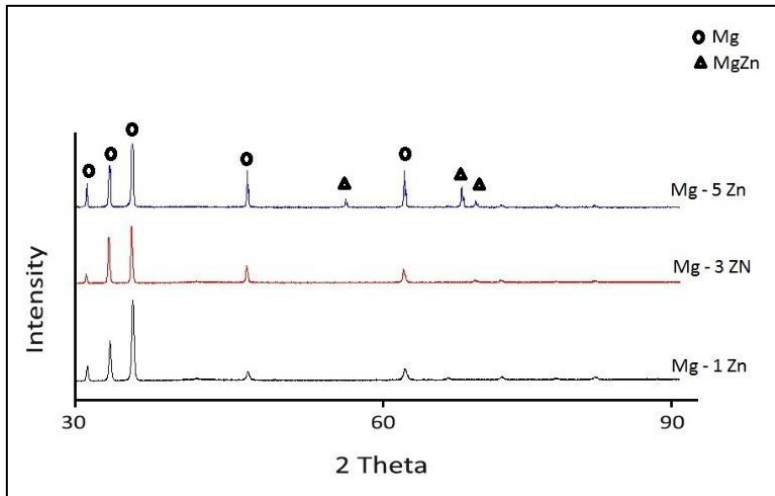
- a. Parameter umum proses Air Spray
 - Jarak spray: 152.4 – 300 mm
 - Posisi Spray Gun: Perpendicular, Parallel
 - Spray tip: 0.009” – 0.035” (0.2-0.9 mm)
 - Tekanan: 2-5 bar

2.8 Penelitian Sebelumnya

Fikri (2017) melakukan penelitian mengenai paduan Magnesium dan Zinc dengan menggunakan metode casting.



Konsentrasi Zinc yang digunakan yaitu 1%, 3% dan 5%. Setelah melakukan proses pemaduan dilakukan pengujian XRD yang hasilnya dapat dilihat pada **Gambar 2.8**



Gambar 2.8 Hasil XRD dari Paduan Mg-Zn dengan Variasi % Zn (Fikri, 2017)

Pada paduan Mg – 1Zn dapat dilihat bahwa hanya terdapat satu fasa yang muncul, yaitu fasa α magnesium. Hal ini dikarenakan Zn memiliki tingkat kelarutan yang cukup tinggi dan penambahan Zn hingga 1,6 % dapat sepenuhnya terurai pada fasa α magnesium pada temperature ruangan (Agarwal, 2016). Dengan demikian, paduan Mg – 1Zn merupakan satu fasa α magnesium dengan Zn menjadi zat terlarut didalamnya.

Pada paduan Mg – 3Zn pun hanya terdapat fasa α magnesium didalamnya. Berdasarkan diagram *binary* Mg – Zn, batas maksimum *solid solubility* Zn pada Mg adalah 6,2 % pada temperatur eutektik 341 °C dan dapat terurai menjadi fasa α magnesium dan fasa *intermetallic* MgZn pada saat proses pendinginan berlangsung (Song, 2008). Namun, dikarenakan

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

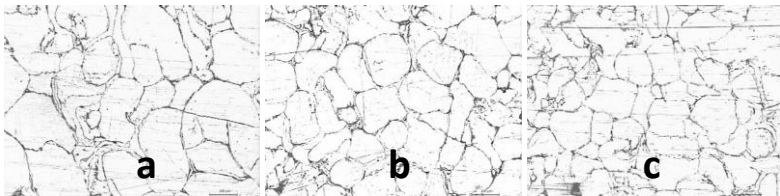


konsentrasi Mg yang masih tinggi maka fasa α magnesium akan lebih dominan terbentuk.

Selanjutnya, pada paduan Mg – 5Zn terdapat 2 fasa yang muncul yaitu fasa α magnesium dan fasa *intermetallic* MgZn. Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, batas maksimum *solid solubility* Zn pada Mg adalah 6,2 % pada temperatur eutektik 341 °C dan dapat terurai menjadi fasa α magnesium dan fasa *intermetallic* MgZn pada saat proses pendinginan berlangsung, kemudian pada temperatur 325 °C fasa Mg₇Zn₃ dapat terbentuk yang mana semakin banyak penambahan Zn maka fasa Mg₇Zn₃ akan semakin banyak terbentuk. Fasa Mg₇Zn₃ ini yang kemudian akan berubah menjadi fasa *intermetallic* MgZn pada saat proses pendinginan berlangsung (Cai, 2012).

Tabel 2.12 Pengaruh Komposisi Kimia Terhadap Ukuran Butir pada Temperatur 700 °C (Fikri, 2017)

Paduan	Ukuran Butir (Mikrometer)
Mg – 1Zn	186,32
Mg – 3Zn	133,5
Mg – 5Zn	114,67

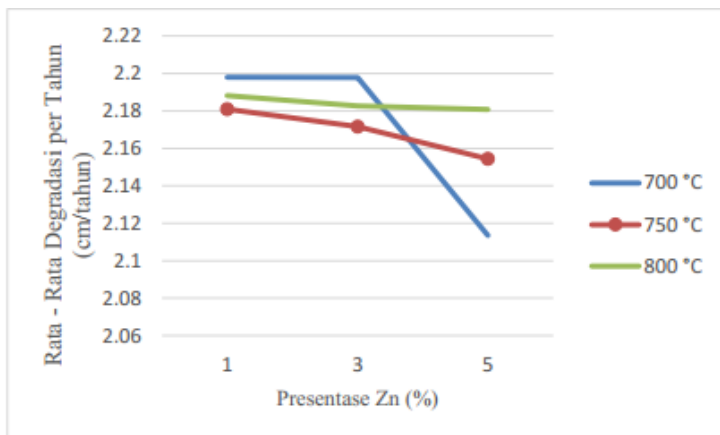


Gambar 2.9 Hasil Pengujian Struktur Mikro (a) Paduan Mg – 1Zn (b) Paduan Mg – 3Zn (c) Paduan Mg – 5Zn (Fikri, 2017)

Dari **Tabel 2.12** ini dapat dilihat bahwa semakin besar penambahan Zn maka nilai ukuran butirnya akan semakin mengecil. Hal ini dapat dilihat pula secara visual pada **Gambar 2.9**. Pada **Gambar 2.9 (a)** dapat dilihat bahwa ukuran butir berukuran cukup besar. Ukuran butir yang besar ini dapat



menandakan sifat yang lunak. Lalu **Gambar 2.9 (b)** menunjukkan ukuran butir yang mengecil diikuti batas butir yang semakin jelas dan semakin bertambah banyak. Hal serupa pun nampak pada **Gambar 2.9 (c)** dimana ukuran butirnya menjadi semakin kecil sehingga sifatnya menjadi semakin kuat dan getas. Dari ketiga gambar pada **Gambar 2.9** ini dapat disimpulkan bahwa semakin banyak penambahan Zn pada paduan Mg maka akan mengakibatkan semakin mengecilnya ukuran butir atau dengan kata lain akan semakin memperhalus ukuran butirnya. Lalu, dengan semakin halusya ukuran butir maka akan meningkatkan nilai kekuatan dan kekerasanya. Penambahan kadar unsur Zn pada paduan Mg – Zn akan secara signifikan mengurangi ukuran butir dari paduan tersebut. Pengecilan ukuran butir dikarenakan pemisahan Zn dari batas butir pada saat proses pendinginan yang mana Zn yang terpisah akan menghalangi pertumbuhan dari batas butir lalu akan memicu semakin banyaknya nukleasi Mg, sehingga ukuran butir akan semakin kecil dan banyak. Maka dari itu, semakin banyak Zn maka ukuran butir akan semakin kecil (Koc. 2015).



Gambar 2.10 Grafik Nilai Rata - Rata Degradasi per Tahun Paduan Mg – Zn (Fikri, 2017)

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



Gambar 2.10 menunjukkan nilai rata – rata degradasi per tahun. Pada temperatur pengecoran 700 °C paduan Mg – 1Zn memiliki nilai rata-rata degradasi per tahun sebesar 2,1979 cm/tahun, paduan Mg – 3Zn sebesar 2,197 cm/tahun dan paduan Mg – 5Zn sebesar 2,1134 cm/tahun. Pada temperatur pengecoran 750 °C paduan Mg – 1Zn memiliki nilai rata- rata degradasi per tahun sebesar 2,1808 cm/tahun, paduan Mg – 3Zn sebesar 2,1716 cm/tahun dan paduan Mg – 5Zn sebesar 2,1134 cm/tahun. Pada temperatur pengecoran 800 °C paduan Mg – 1Zn memiliki nilai rata-rata degradasi per tahun sebesar 2,1881 cm/tahun, paduan Mg - 3Zn sebesar 2,1826 cm/tahun dan paduan Mg – 5Zn sebesar 2,1807 cm/tahun.

Dari **Gambar 2.10** tersebut dapat dilihat nilai degradasi per tahunnya akan semakin menurun seiring dengan penambahan Zn. Hal ini dikarenakan Zn dapat menciptakan *passive film* pada permukaan yang akan melindungi dari kontak dengan lingkungan sehingga proses korosi dapat diperlambat (Song. 2008). Tetapi apabila penambahan Zn terlalu banyak ($> 5\%$), nilai degradasi dapat meningkat kembali akibat semakin banyaknya Zn yang akan memunculkan fasa *intermetallic* MgZn. Dalam proses korosi, adanya fasa *intermetallic* MgZn ini akan bertindak sebagai katoda sedangkan fasa α magnesium akan bertindak sebagai anoda. Kedua fasa tersebut memiliki nilai emf yang berbeda sehingga proses korosi galvanik dapat semakin cepat terjadi.

Mg murni memiliki nilai degradasi per tahun sebesar 3,478 cm/tahun. Pada penelitian sebelumnya yang menggunakan metode metalurgi serbuk, didapat nilai degradasi per tahun pada paduan Mg – 3Zn yaitu sebesar 5,0633 cm per tahun dan pada paduan Mg – 5Zn sebesar 3.8184 cm per tahun. Artinya, apabila dibandingkan paduan Mg – Zn dengan metode pengecoran ini memiliki nilai degradasi per tahun yang lebih baik. Namun, apabila mengacu pada nilai degradasi per tahun yang ideal untuk aplikasi *orthopedic* nilai degradasi per tahun yang didapat haruslah lebih kecil dari 0,05 cm per tahun agar dapat bertahan paling tidak dua tahun hingga proses rekonstruksi tulang dapat berjalan dengan sempurna (Chen. 2014)



Tabel 2.13 Pengaruh Komposisi Kimia Terhadap Nilai *Compressive Strenght* pada Temperatur 700 °C (Fikri, 2017)

Paduan	Rata – Rata Nilai <i>Compressive Strenght</i> (MPa)
Mg – 1Zn	165,09
Mg – 3Zn	176,465
Mg – 5Zn	194,51

Dari **Tabel 2.13** dapat dilihat bahwa paduan Mg – 5Zn memiliki nilai *compressive strenght* terbesar yaitu 194,51 MPa; kemudian paduan Mg – 3Zn dengan nilai 176,465 MPa dan nilai *compressive strenght* terkecil dimiliki paduan Mg – 1Zn yaitu 165,09 MPa. Dari hasil tersebut dapat disimpulkan bahwa semakin banyak penambahan Zn maka nilai *compressive strenght* akan semakin meningkat. Penambahan Zn akan mengakibatkan ukuran butir semakin kecil dan halus, dimana ukuran butir yang halus akan meningkatkan kekuatan dan kekerasannya melalui mekanisme *barrier* akibat batas butir yang semakin banyak (Koc, 2015). Selain itu, pada paduan Mg – 5Zn terdapat fasa *intermetallic* MgZn yang mana fasa ini berperan dalam peningkatan *compressive strenght*.

Jika dibandingkan dengan nilai *compressive strenght* tulang murni sebesar 130 – 180 MPa (Abdulmalik, 2012) semua paduan akan masuk ke dalam kriteria. Namun, apabila dibandingkan dengan nilai *compressive strenght* paduan Mg – Zn secara umum nilai yang didapat berada jauh lebih rendah. Secara umum, nilai *compressive strenght* paduan Mg dengan penambahan 5% Zn berkisar antara 300 – 350 MPa. Akan tetapi, jika dikembalikan pada fungsinya sebagai *biodegradable orthopedic devices* nilai *compressive strenght* yang jauh lebih tinggi dibandingkan dengan tulang murni justru akan membahayakan tulang itu sendiri terutama jika terjadi hentakan atau guncangan dikarenakan sifatnya akan lebih dominan. Karena pada dasarnya *biodegradable orthopedic device* hanya digunakan sementara dalam tubuh hingga terdegradasi sampai jaringan tulang tumbuh

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



kembali, jadi tidak memerlukan sifat mekanik terutama *compressive strength* yang terlalu tinggi.

Tabel 2.14 Nilai Kekerasan Paduan Mg – Zn (Fikri, 2017)

Temperatur	Paduan	Rata – Rata Nilai Kekerasan (BHN)
800 °C	Mg – 1Zn	46,3
	Mg – 3Zn	47,8
	Mg – 5Zn	48,666

Berdasarkan *ASM Metals Handbook, Vol 02 Properties and Selection Nonferrous Alloys and Special-Purpose Material* rata-rata paduan Mg memiliki nilai kekerasan antara 81 – 176 BHN. Dari data tersebut dapat dilihat bahwa nilai kekerasan paduan Mg – Zn yang didapat berada dibawah nilai kekerasan paduan Mg pada umumnya. Namun, nilai kekerasan yang tidak terlalu tinggi ini cocok untuk diaplikasikan *biodegradable orthopedic devices* karena apabila nilai kekerasannya terlalu tinggi justru akan merusak permukaan tulang akibat gesekan keduanya.

Penambahan Zn hingga 5% akan semakin meningkatkan sifat mekanik dari paduan Mg – Zn. Komposisi optimal yang cocok digunakan sebagai implan *biodegradable* adalah paduan Mg – 5Zn dengan mempertimbangkan hasil *degradation rate* – nya yang paling rendah. Namun, apabila dibandingkan dengan kriteria *degradation rate* implan *biodegradable* paduan Mg – 5Zn ini masih belum memenuhi syarat. Oleh karena itu, diperlukan proses tambahan atau penambahan unsur lain agar nilai degradasinya dapat lebih rendah. Pada penelitian yang akan dilakukan, penambahan polimer *polycaprolactone* (PCL) sebagai lapisan paduan Mg-5%Zn dengan metode *spray coating* diharapkan dapat menurunkan laju degradasi dari paduan tersebut.

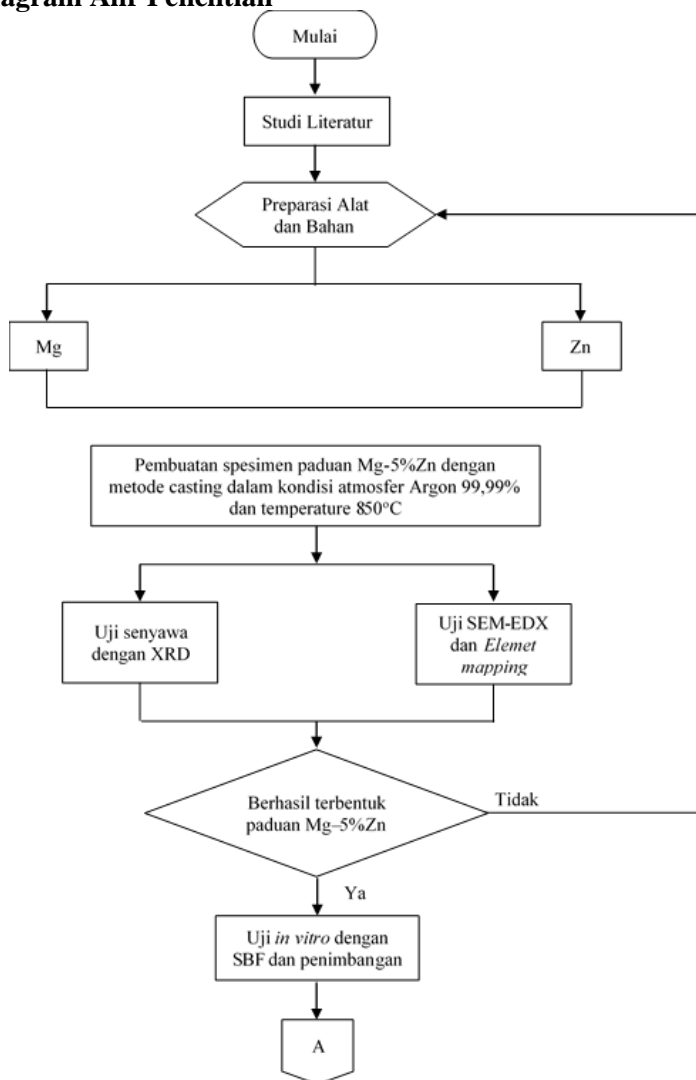


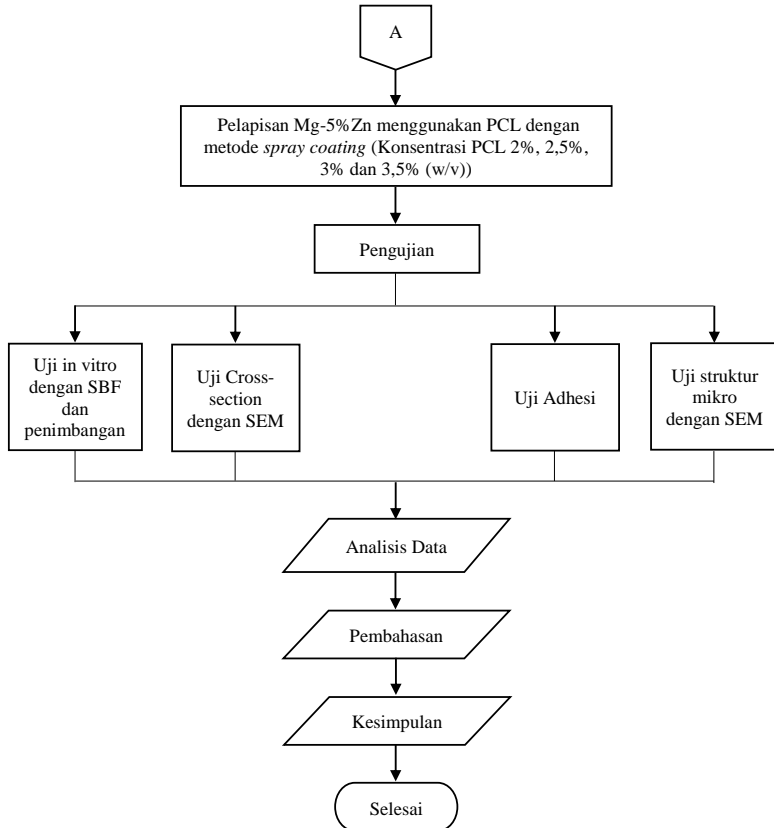
(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir Penelitian





Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian

3.2 Metode Penelitian

Metode yang digunakan pada penelitian ini adalah:

1. Studi Literatur

Metode ini mengacu pada buku, jurnal, informasi dan penelitian serupa tentang pembuatan implan tulang terutama yang *biodegradable*, pengecoran paduan Mg-Zn dan penggunaan polimer sebagai lapisan untuk



meningkatkan *properties* dari pengecoran implan tulang tersebut dengan menggunakan metode *spray coating* baik pengetahuan maupun penerapannya yang telah dilakukan pada penelitian-penelitian sebelumnya.

2. Diskusi

Metode ini dilakukan untuk menambah wawasan agar lebih memahami permasalahan dan solusi pada penelitian. Diskusi ini dilakukan dengan pihak-pihak terkait dengan penelitian.

3. Eksperimental

Metode ini dilakukan dengan penelitian dan pengujian langsung sesuai dengan prosedur dan metode yang ada, yaitu metode *casting* dan *spray coating* serta pengujian SEM, XRD, SBF, *adhesion test* dan pengujian lain yang diperlukan.

3.3 Peralatan dan Proses Penelitian

3.3.1 Preparasi Material Mg dan Zn

Bahan yang digunakan pada pembuatan paduan adalah Magnesium yang berupa bongkahan dan Zinc yang berupa granule dengan kadar 99%. Mg bongkahan yang digunakan terlebih dahulu dibubut seperti terlihat pada **Gambar 3.2** untuk mendapatkan ukuran Mg yang lebih kecil, hal ini dilakukan supaya dalam proses *casting* pencampuran Mg dan Zn dapat tersebar merata dan homogen.

Proses bubut menggunakan mesin bubut yang berada di laboratorium Manufaktur Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS. Mg bongkahan di letakkan dan dijepit padaudukan yang berada pada mesin, setelah itu mesin dijalankan dan mata pahat memotong material Mg secara perlahan. Mg yang telah dipotong di kumpulkan untuk menjadi material campuran dalam proses *casting*.

Setelah proses bubut selesai, maka dilakukan preparasi sampel Mg dan Zn untuk dimasukkan ke dalam *crucible*. **Gambar 3.3** dan **Gambar 3.4** menunjukkan sampel Mg dan Zn.



Gambar 3.2 Proses Pemotongan Mg Menggunakan Mesin Bubut



Gambar 3.3 Sampel Magnesium (Mg)

BAB III METODOLOGI PENELITIAN



Gambar 3.4 Sampel Zinc (Zn)

3.3.2 Proses *Casting*

Alat yang digunakan untuk membuat paduan adalah *horizontal furnace* seperti pada **Gambar 3.5**. Alat dan bahan yang digunakan mempertimbangkan metode yang digunakan yaitu *casting* dengan atmosfer vakum. paduan yang dibuat terdiri dari campuran Magnesium dan Zinc dengan persentase berat Mg–5%Zn, dari masing-masing ± 30 gram komposisi paduan. kemudian melakukan pengecoran dengan kondisi atmosfer Argon 99,99% menggunakan *furnace* dengan temperatur 850 °C lalu di *holding* selama 6 jam. Spesimen dibiarkan mendingin di dalam furnace hingga temperature kamar (*full annealing*) untuk mencegah oksidasi.

Setelah dipastikan paduan Mg-Zn sesuai dengan komposisi awal yaitu Mg-5%Zn, sampel akan dipotong menyesuaikan dengan kebutuhan pada saat *spray coating* menggunakan *wire cut*.



Gambar 3.5 *Horizontal Furnace*

3.3.3 Proses *Spray Coating*

Dalam proses *coating* yang dilakukan menggunakan polimer berupa *polycaprolactone* (PCL) yang telah dijadikan larutan dengan mencampurkan pelarut *dichloromethane* (DCM), konsentrasi PCL yang digunakan adalah 2%, 2,5%, 3% dan 3,5% (w/v), setelah itu larutan akan digunakan untuk proses *spray coating*.

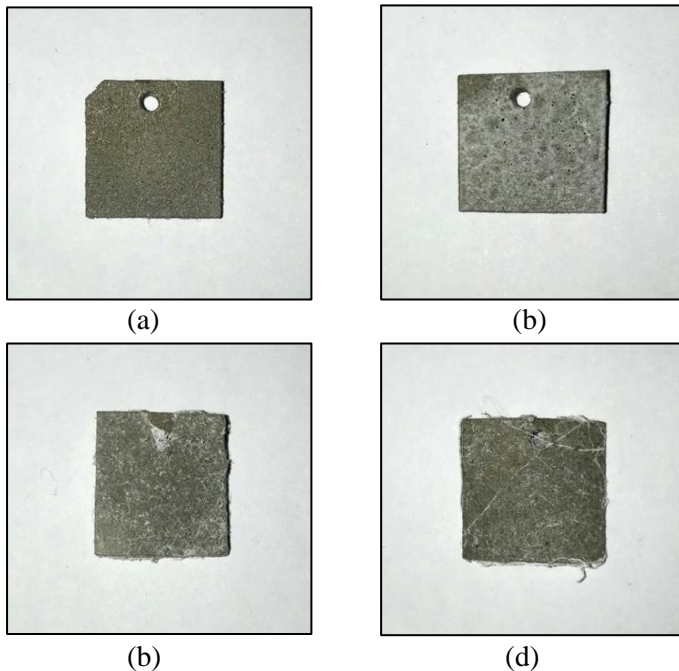


Gambar 3.6 *Alat Spray Gun*

Proses *spray coating* menggunakan alat *spray gun* seperti pada **Gambar 3.6**. Alat ini digunakan untuk aplikasi *coating* yang



bekerja karena adanya tekanan hidraulik pada cat yang ditransportasikan ke suatu celah yang sempit (nozzle atau tip) pada *spray gun* sehingga terjadi pengkabutan. Tekanan hidraulik ditimbulkan oleh pompa pengecatan. Sebelum melakukan proses *spray coating*, sampel atau substrat terlebih dahulu dilakukan pembersihan permukaan dengan menggunakan *sand blasting*. Setelah proses pembersihan selesai, sampel telah siap untuk dilakukan *coating* dengan alat *spray*. Larutan dengan konsentrasi 2%, 2,5%, 3% dan 3,5% (w/v) dimasukkan ke dalam penampung yang ada pada alat *spray gun*. Kemudian larutan disemprotkan ke substrat dan dibiarkan mengering di udara (**Gambar 3.7**)



Gambar 3.7 Spesimen Hasil Penyemprotan PCL (a) 2% (b) 2,5%
(c) 3% (d) 3,5%



3.4 Karakterisasi dan Pengujian

3.4.1 Uji X-Ray Diffraction (XRD)

Pengujian XRD dilakukan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi ITS, Alat yang digunakan dalam pengujian yaitu XRD Phillip Analytical seperti pada **Gambar 3.8** dengan parameter sudut $2\theta = 5^\circ - 90^\circ$ dengan panjang gelombang Cu-K α 1.54060 Å dengan tujuan untuk mengidentifikasi senyawa yang terbentuk pada Mg akibat paduan unsur Zn. Setelah mendapatkan grafik dari serangkaian pengujian menggunakan XRD maka selanjutnya akan diidentifikasi dengan bantuan *software* JADE dan pencocokan secara manual dengan JCPDS untuk mengetahui senyawa yang terbentuk pada material paduan.

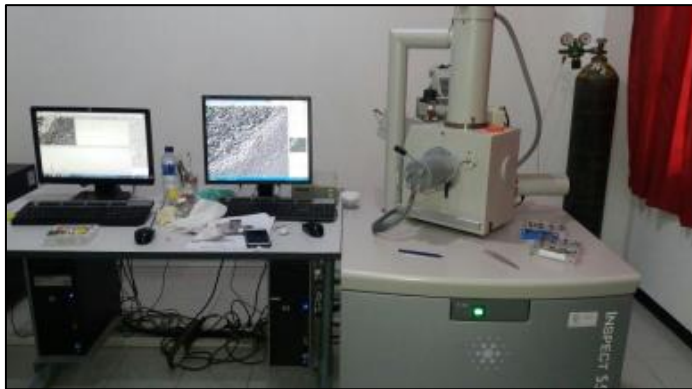


Gambar 3.8 Mesin Uji XRD

Prinsip dasar XRD adalah mendifraksi cahaya melalui celah kristal. Radiasi yang digunakan berupa sinar-X, electron dan neutron. Ketika berkas sinar-X berinteraksi dengan suatu material, maka sebagian berkas akan diabsorpsi, ditransmisikan, dan sebagian lagi dihamburkan terdifraksi. Hamburan terdifraksi inilah

yang dideteksi oleh XRD. Berkas sinar X yang dihamburkan tersebut ada yang saling menghilangkan karena fasanya berbeda dan ada juga yang saling menguatkan karena fasanya sama. Berkas sinar-X yang saling menguatkan itulah yang disebut sebagai berkas difraksi. Ukuran kristal ditentukan berdasarkan pelebaran puncak difraksi sinar X yang muncul. Kristal yang berukuran besar dengan satu orientasi menghasilkan puncak difraksi yang mendekati sebuah garis vertical. Kristal yang sangat kecil menghasilkan puncak difraksi yang sangat lebar. Lebar puncak difraksi tersebut yang memberikan informasi tentang ukuran kristal.

3.4.2 Uji *Scanning Electron Microscopy* (SEM)



Gambar 3.9 Mesin Uji SEM

Scanning electron microscopy (SEM) seperti pada **Gambar 3.9** digunakan untuk memvisualisasikan permukaan morfologi pada *biodegradable material* dengan masing-masing variasi konsentrasi yang berbeda. Sehingga akan terlihat ukuran pori dari material sebelum coating maupun setelah coating. Langkah pengujian SEM dimulai dengan menyiapkan sampel yang akan diamati. Mengusap permukaan spesimen dengan kapas beralkohol untuk membersihkan dari kotoran yang tersisa. Selanjutnya merekatkan sampel yang akan diuji dengan menggunakan selotip



karbon pada tempat sampel, hal ini dilakukan agar ketika pengamatan sampel tidak akan tergelincir saat proses vacuum. Setelah sampel siap, memasukkan sampel ke dalam alat pengujian SEM dan melakukan proses vacuum. Mengamati hasil gambar dari sampel dengan mencari lokasi dengan perbesaran hingga 5000x. Tahapan terakhir pengujian SEM adalah mengambil gambar yang diinginkan setelah ditemukan yang sesuai.

3.4.3 Uji Mikroskop Optik



Gambar 3.10 Mikroskop Optik

Pengujian menggunakan mikroskop optik seperti pada **Gambar 3.10** bertujuan untuk melihat *cross-section* pada sampel material setelah dilapisi *polycaprolactone* (PCL). Sehingga akan terlihat batas antara paduan dan lapisan polimer. Spesimen yang akan diuji, sebelumnya dipreparasi dengan amplas sampai grade 2000 hingga permukaannya halus, dan dilanjutkan pada tahap *polishing* specimen. Pengujian struktur mikro dilakukan dengan menggunakan mikroskop optik Olympus BX51M-RF.



3.4.4 Uji *Weight Loss*



Gambar 3.11 Sampel dan Alat Uji *Weight Loss*

Pengujian ini dilakukan dengan metode perendaman ke dalam *Phosphate Buffered Saline* (PBS) ($\text{pH} = 7,4$) dengan komposisi 900 ml aquades di campuran menggunakan *magnetic stirrer* pada temperature $36,5^{\circ}\text{C}$ secara berurutan dengan:

1. 8,035 gr NaCl,
2. 0,355 gr NaHCO_3 ,
3. 0,225 gr KCL,
4. 0,231 gr $\text{K}_2\text{HPO}_4 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$,
5. 0,311 gr $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$,
6. 39 ml HCL 1 M,
7. 0,292 gr $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$,



8. 0,072 gr Na_2SO_4 ,
9. 6,118 gr $(\text{CH}_2\text{OH})_3\text{CNH}_2$,
10. 1 M NaOH / 1 M HCL (mengatur pH)

sebagai *simulated body fluid* (SBF) seperti pada **Gambar 3.11** yang komposisinya telah diatur dan dikondisikan sesuai cairan tubuh selama 9 hari dengan temperature 37°C . Setiap tiga hari sekali dilakukan penimbangan pada masing-masing paduan. Pengujian ini berfungsi untuk mengetahui massa dan volume paduan yang berkurang dalam kurun waktu perendaman, sehingga dari data tersebut didapatkan laju degradasi dari spesimen.

3.4.5 Uji Adhesi



Gambar 3.12 Alat Uji Tape Test

Pengujian daya lekat *coating* menggunakan alat Tape Test seperti pada **Gambar 3.12** di Laboratorium Manufaktur Departemen Teknik Material dengan metode Cross-Cut Tape Test. Pada pengujian ini sampel digores menggunakan cutter sebanyak 11 goresan dengan jarak antar goresan 1 mm. Kemudian tape diaplikasikan di atas substrat yang sudah digores (ASTM D-3359). Adhesi dievaluasi dengan perbandingan deskripsi dan ilustrasi



seperti pada **Tabel 3.1**. Klasifikasi ini didasarkan pada perkiraan jumlah serpihan cat yang dipisahkan dari substrat. Terjadinya delaminasi yang berlebihan menandakan lapisan tidak memiliki adhesi yang baik pada substrat.

Tabel 3.1 Klasifikasi Hasil Uji Adhesi (ASTM D-3359)

Klasifikasi	Luas Maksimum Terkelupas (mm ²)	Persen Area yang Terkelupas
5B	0	0%
4B	6,05	<5%
3B	18,15	5-15%
2B	42,35	15-35%
1B	78,65	35-65%
0B	121	>65%

3.5 Rancangan Penelitian

Tabel 3.2 Rancangan Penelitian

Spesimen	Karakterisasi dan Pengujian				
	SEM	XRD	Uji Adhesi	Uji <i>Cross-Section</i>	Uji <i>Weight Loss</i>
Tanpa Coating	√	√	—	—	√
Konsentrasi 2% (w/v)	√	—	√	√	√
Konsentrasi 2,5% (w/v)	√	—	√	√	√
Konsentrasi 3% (w/v)	√	—	√	√	√

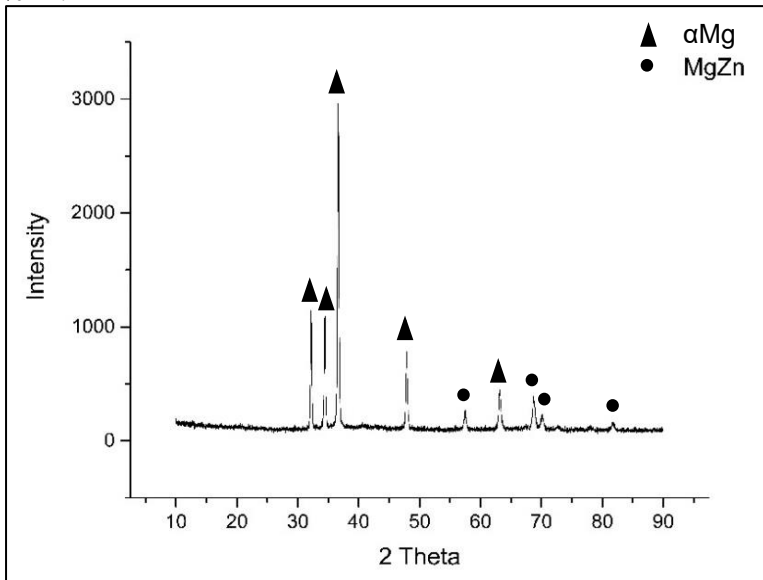


Konsentrasi 3,5% (w/v)	√	—	√	√	√
-----------------------------------	---	---	---	---	---

BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Pengujian XRD Paduan Mg – Zn

Pengujian *X-Ray Diffraction* (XRD) dilakukan pada sampel paduan Mg – Zn. Pengujian XRD pada penelitian ini bertujuan untuk mengetahui senyawa yang terbentuk pada paduan Mg – 5%Zn.



Gambar 4.1 Hasil Pengujian XRD paduan Mg – 5%Zn

Berdasarkan **Gambar 4.1** senyawa yang terbentuk yaitu α Mg dan MgZn sesuai dengan yang diharapkan dari komposisi awal dalam preparasi pengecoran yaitu Mg – 5%Zn. Pada Analisa XRD didapatkan 9 peak utama yaitu pada 2θ 32,1477°, 32,2721°, 36,6127°, 47,8671°, 57,3853°, 63,1387°, 68,6794°, 70,0899°, 81,6774°. Analisa menggunakan data JCPDS 01-077-2918 dengan score yang didapat yaitu 86 didapatkan nama komponen senyawa Magnesium Zinc (MgZn) dan memiliki struktur kristal hexagonal.



Pada paduan Mg – 5%Zn ini terdapat 2 fasa yang muncul yaitu fasa α magnesium dan fasa *intermetallic* MgZn. Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, batas maksimum *solid solubility* Zn pada Mg adalah 6,2 % pada temperatur eutektik 341 °C dan dapat terurai menjadi fasa α magnesium dan fasa *intermetallic* MgZn pada saat proses pendinginan berlangsung, kemudian pada temperatur 325 °C fasa Mg_7Zn_3 dapat terbentuk yang mana semakin banyak penambahan Zn maka fasa Mg_7Zn_3 akan semakin banyak terbentuk. Fasa Mg_7Zn_3 ini yang kemudian akan berubah menjadi fasa *intermetallic* MgZn pada saat proses pendinginan berlangsung (Cai, 2012). Selanjutnya keberadaan senyawa-senyawa tersebut dibuktikan dengan menghubungkan analisis dari uji SEM, EDX dan element mapping.

4.2 Hasil Pengujian SEM-EDX dan *Element Mapping* Paduan Mg - Zn

Pada proses *mixing* sebelum pengecoran telah dilakukan kontrol komposisi dengan penimbangan dari unsur-unsur Mg dan Zn yaitu 95% Mg dan 5% Zn. Dari data tersebut, jika dikorelasikan antara berat masing unsur dengan proses peleburannya, yang dijaga vakum, maka dapat kita nyatakan bahwa hasil dari pengecoran memiliki komposisi unsur yang tak jauh berbeda dari komposisi sebelum pengecoran. Akan tetapi perlu adanya uji pemetaan pada permukaan spesimen hasil pengecoran untuk membuktikan dan mengetahui rata tidaknya persebaran dari unsur-unsur tersebut dalam paduan.

Tabel 4.1 Persentase Unsur Hasil EDX Mg – 5%Zn

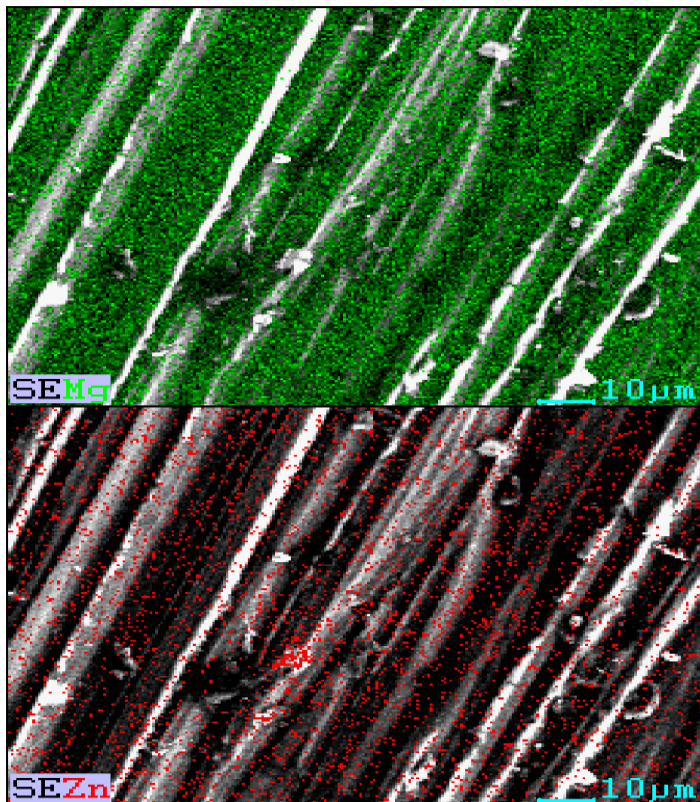
Element	Wt%	At%
Zn	04,41	01,69
Mg	95,59	98,31

Berdasarkan **Tabel 4.1** yang didapat dari pengujian SEM-EDX dapat diketahui bahwa Magnesium masih menjadi unsur yang mendominasi, karena memang menjadi unsur mayor dalam

BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN



paduan Mg-Zn. Selanjutnya diikuti dengan persentase unsur unsur lain yang lebih kecil yaitu Zn. Maka dapat disimpulkan paduan Mg – Zn hasil pengecoran yaitu dengan komposisi 95%Mg dan 5%Zn sesuai dengan hasil SEM-EDX yang didapatkan. Selanjutnya dilakukan *element mapping* untuk melihat seberapa merata persebaran dari Mg dan Zn dalam paduan Mg – 5%Zn. Berikut gambar *element mapping* dari paduan Mg – Zn dengan perbesaran 1000x.



Gambar 4.2 Hasil *Element Mapping* Paduan Mg - 5%Zn
Perbesaran 1000x



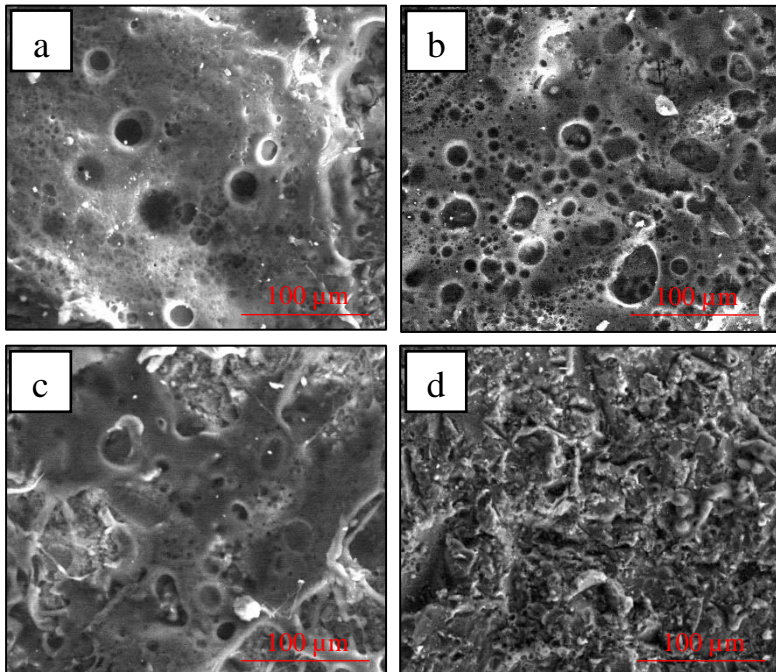
Berdasarkan **Gambar 4.2** terlihat bahwa persebaran kedua unsur yaitu Mg dan Zn pada paduan Mg - 5%Zn tersebar merata pada permukaannya dan terlihat bahwa persentase paduan sesuai seperti yang ditunjukkan pada EDX yaitu Mg lebih dominan dibandingkan Zn.

Berdasarkan hasil pengujian XRD dan SEM tersebut, maka dapat disimpulkan bahwa paduan Mg - 5%Zn ini sudah bisa menjadi kandidat yang dapat digunakan untuk proses selanjutnya yaitu pelapisan *polycaprolactone* (PCL) menggunakan *spray gun*.

4.3 Hasil Pengujian SEM Paduan Mg – Zn Setelah Coating PCL

Pengujian scanning electron microscopy (SEM) pada penelitian ini bertujuan untuk melihat morfologi permukaan dari paduan Mg-Zn yang telah dilakukan *coating polycaprolactone* (PCL) dengan variasi konsentrasi yaitu 2%, 2,5%, 3% dan 3,5% (w/v).

Gambar 4.3 (a) menunjukkan morfologi permukaan Mg – 5%Zn setelah *coating* PCL dengan konsentrasi 2% (w/v), pada gambar tersebut terlihat bahwa PCL tersebar merata dan porous yang terbentuk berukuran besar. **Gambar 4.3** (b) menunjukkan morfologi permukaan Mg – 5%Zn setelah *coating* PCL dengan konsentrasi 2,5% (w/v), pada gambar tersebut terlihat bahwa PCL tersebar merata. Porous yang terbentuk banyak, berukuran besar dan tersebar merata pada seluruh permukaan sampel. **Gambar 4.3** (c) menunjukkan morfologi permukaan Mg – 5%Zn setelah *coating* PCL dengan konsentrasi 3% (w/v), pada gambar tersebut terlihat bahwa PCL tersebar merata. Porous yang terbentuk lumayan banyak, berukuran lebih kecil dari konsentrasi sebelumnya dan persebarannya kurang merata pada permukaan sampel. **Gambar 4.3** (d) menunjukkan morfologi permukaan Mg – 5%Zn setelah *coating* PCL dengan konsentrasi 2,5% (w/v), pada gambar tersebut terlihat bahwa PCL tersebar merata dan porous pada konsentrasi tersebut terlihat kecil.



Gambar 4.3 Morfologi Permukaan Paduan Mg – 5%Zn Setelah Coating PCL (a) 2% (w/v) (b) 2,5% (w/v) (c) 3% (w/v) (d) 3,5% (w/v) Perbesaran 1000x

Berdasarkan pemaparan morfologi permukaan yang telah dijelaskan diatas, maka dapat disimpulkan bahwa konsentrasi mempengaruhi pembentukan ukuran porous, yaitu semakin tinggi konsentrasi maka porous yang didapat semakin kecil.

Porous dengan ukuran yang berbeda dapat dibuat dengan mengubah konsentrasi PCL yang digunakan dalam peralatan penyemprotan. Pembentukan porous disebabkan oleh proses pemisahan fasa. di mana penguapan pelarut dalam larutan polimer bertindak sebagai kekuatan pendorong untuk pemisahan fasa karena larutan polimer menjadi tidak stabil secara termodinamik selama penguapan pelarut. Hal ini menghasilkan pembentukan fase



polimer-rich atau polimer-poor, di mana fase polimer-rich akan dipadatkan, sedangkan fase polimer-poor menyebabkan pembentukan pori. Selain itu, ukuran porous terkait dengan konsentrasi larutan polimer, di mana larutan polimer yang lebih pekat atau konsentrasi nya lebih banyak menghasilkan pori-pori yang lebih kecil karena sedikitnya fase polimer-poor (Wong dkk, 2009).

Dalam implan tulang *biodegradable* keberadaan porositas menjadi hal yang penting, selain dapat mengurangi kekuatan mekaniknya agar tidak terlalu jauh berbeda dengan kekuatan mekanik tulang serta adanya porositas juga akan mempermudah jaringan tulang yang baru untuk tumbuh (Hermawan, 2012).

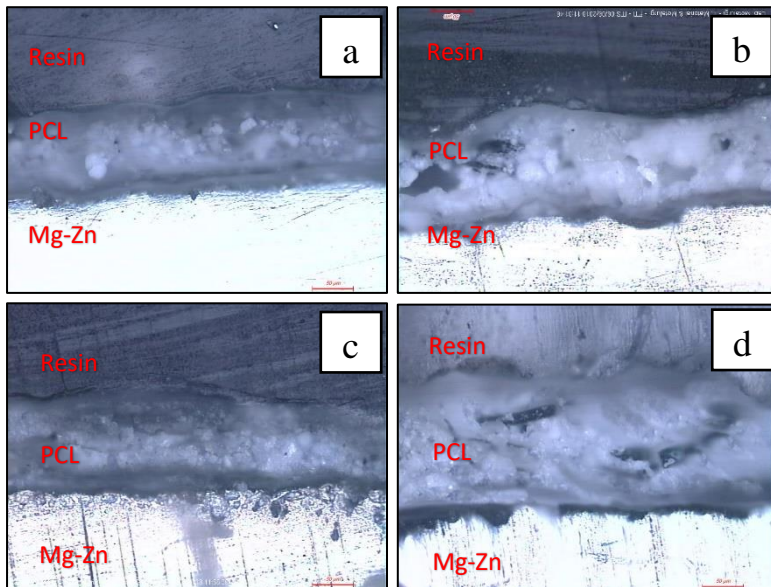
4.4 Hasil Pengujian *Cross-Section* Paduan Mg - Zn Setelah *Coating PCL*

Pengujian *cross-section* pada penelitian ini bertujuan untuk melihat interface antara lapisan *polycaprolactone* (PCL) dengan substrat paduan Mg – 5%Zn. Pelapisan dilakukan dengan variasi konsentrasi yaitu 2%, 2,5%, 3%, dan 3,5% (m/v). untuk melihat dan menganalisa hasil *cross-section* masing-masing konsentrasi, disajikan pada uraian penjelasan berikut.

Berdasarkan **Gambar 4.4** (a) konsentrasi 2% menunjukkan PCL melekat dengan baik pada substrat dengan ketebalan seragam $\pm 80 \mu\text{m}$. **Gambar 4.4** (b) konsentrasi 2,5% menunjukkan PCL melekat dengan baik pada substrat dengan ketebalan seragam $\pm 85 \mu\text{m}$. **Gambar 4.4** (c) konsentrasi 3% menunjukkan PCL melekat dengan baik pada substrat dengan ketebalan seragam $\pm 90 \mu\text{m}$. **Gambar 4.4** (d) konsentrasi 3,5% menunjukkan PCL melekat dengan kurang baik karena terlihat seperti ada pemisah antara lapisan PCL dengan substrat dengan ketebalan $\pm 100 \mu\text{m}$.

Secara keseluruhan sampel memiliki hasil *cross-section* yang bagus, dan juga rata-rata ketebalan *coating* berkisar antara 70-100 μm . Maka cara langsung untuk mengontrol ketebalan lapisan yang dicapai adalah dengan menyesuaikan konsentrasi PCL dalam larutan. Ketebalan lapisan meningkat dengan meningkatnya

konsentrasi PCL dikarenakan oleh kepadatan, semakin mengecilnya porous dan viskositas larutan (Degner, 2013).



Gambar 4.4 Hasil *Cross-Section* Paduan Mg – 5%Zn Setelah *Coating* PCL (a) 2% (w/v) (b) 2,5% (w/v) (c) 3% (w/v) (d) 3,5% (w/v)

4.5 Hasil Pengujian Adhesi Paduan Mg - Zn Setelah *Coating* PCL

Metode pengujian ini mencakup evaluasi kemampuan daya adhesi coating di atas logam dengan menggunakan kekuatan lekat dari tape yang diterapkan di atas hasil coating. Pengujian Adhesi pada penelitian ini dilakukan untuk melihat daya lekat dari hasil *coating polycaprolactone* (PCL) dengan paduan Mg – 5%Zn. Pengujian ini dilakukan menggunakan Tape Test yang mengacu pada ASTM D 3359-09. **Tabel 4.2** menunjukkan hasil pengujian Tape Test D 3359-09.



Tabel 4.2 Hasil Pengujian Adhesi Menggunakan Tape Test

Spesimen	Rating Number ASTM D-3359	Luas Area Terkelupas (mm ²)	Keterangan
2% (w/v)	4B	5,88	Terjadi sedikit cacat pada coating didaerah potongan. kurang atau sama dengan 5 % luas area mengalami cacat.
2,5% (w/v)	3B	12,24	Sedikit cacat terjadi pada coating sepanjang perpotongan goresan. Luas daerah yang cacat pada kisi antara 5 – 15 %.
3% (w/v)	3B	17,39	Sedikit cacat terjadi pada coating sepanjang perpotongan goresan. Luas daerah yang cacat pada kisi antara 5 – 15 %.
3,5% (w/v)	2B	40,95	Coating mengalami cacat sepanjang sudut dan bagian dari kisi. Luas daerah yang cacat 15 – 35 %.

Berdasarkan **Tabel 4.2** diatas, menunjukkan bahwa daya lekat dari keempat variasi konsentrasi berbeda-beda. Masing-masing konsentrasi mendapatkan hasil luas area yang terkelupas yaitu 2% dengan hasil 5,88 mm² yang tergolong dalam 4B, 2,5% dengan hasil 12,24 mm² yang tergolong dalam 3B, 3% dengan hasil 17,39 mm² yang tergolong dalam 3B, dan 3,5% dengan hasil 40,95 mm² yang tergolong dalam 2B. Perhitungan dan Gambar ada pada **Lampiran C**. Kekuatan adhesi antara lapisan dan substrat adalah salah satu faktor penting untuk bahan implan. Hasilnya mengilustrasikan bahwa polimer dengan konsentrasi rendah dan

BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN



porous yang besar memiliki kekuatan adhesi yang lebih baik terhadap substrat magnesium daripada polimer dengan konsentrasi tinggi. Salah satu alasan yang mungkin adalah bahwa polimer konsentrasi rendah memiliki ujung lebih bebas dari rantai polimer dibandingkan dengan konsentrasi tinggi, yang menyediakan sejumlah besar gugus karboksil bebas untuk interaksi intermolekul elektrostatik antara rantai polimer dan permukaan substrat Mg (Xu, 2012).

Alasan lain yaitu karena struktur molekul PCL. Polimer dengan rasio oksigen yang lebih tinggi dalam beratnya dapat memberikan lebih banyak interaksi elektrostatik pada permukaan magnesium. Dibandingkan dengan PLLA, PCL memiliki rasio oksigen yang lebih rendah dan karenanya menunjukkan perlekatan yang lebih rendah ke permukaan. Ketika diaplikasikan ke implantasi biomaterial ke dalam tubuh manusia, adhesi yang buruk antara substrat dan lapisan dapat menyebabkan delaminasi lapisan. Sebagai akibatnya, keberhasilan seluruh perangkat biomedis dapat terpengaruh (Degner, 2013).

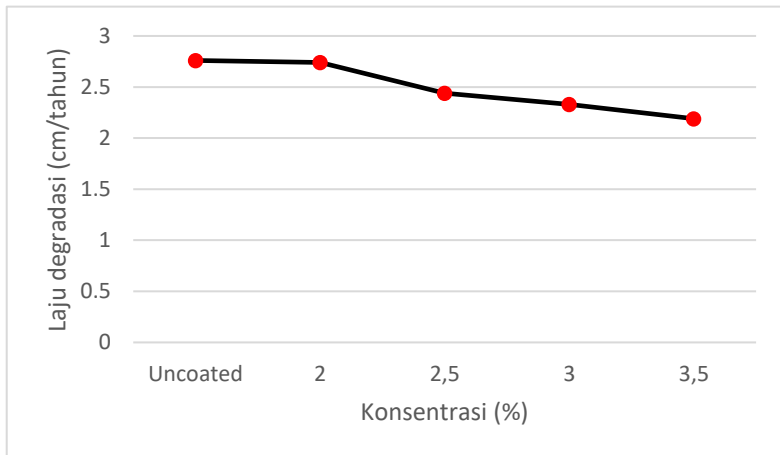
4.6 Hasil Pengujian *Weight Loss* Paduan Mg - Zn Sebelum dan Setelah *Coating* PCL

Pengujian *weight loss* dilakukan untuk mengetahui laju degradasi dari paduan Mg – Zn sebelum dan setelah *coating polycaprolactone* (PCL). Pengujian *weight loss* dilakukan dengan cara merendam spesimen ke dalam larutan *phospat buffer saline* yang memiliki pH 7,4 pada temperatur yang disesuaikan dengan tubuh manusia, yaitu berkisar antara 36,5 °C – 37,5 °C. Selama melakukan pengujian ini digunakan inkubator agar temperaturnya tetap terjaga pada rentang tersebut. Pengujian ini disebut dengan *simulated body fluid* (SBF).

Berdasarkan **Gambar 4.5** dapat dilihat bahwa konsentrasi 2% (w/v) memiliki nilai *degradation rate* sebesar 2,74 cm/tahun, konsentrasi 2,5% (w/v) memiliki nilai *degradation rate* sebesar 2,44 cm/tahun, lalu konsentrasi 3% (w/v) memiliki nilai *degradation rate* sebesar 2,33 cm/tahun. Dan terakhir konsentrasi



3,5% (w/v) memiliki nilai *degradation rate* sebesar 2,19 cm/tahun. Sedangkan pada sampel *uncoated* yang dilakukan pada penelitian ini didapatkan nilai *degradation rate* sebesar 2,75 cm/tahun. Nilai *degradation rate* dari yang tertinggi hingga yang terendah adalah sampel *uncoated* memiliki nilai paling tinggi, diikuti oleh sampel yang dilakukan pelapisan PCL mulai dari konsentrasi 2%, lalu 2,5%, lalu 3%, dan terakhir 3,5%. Maka dapat disimpulkan bahwa dengan melakukan semakin tinggi konsentrasi maka nilai *degradation rate* semakin rendah. Dan jika dibandingkan dengan tidak dilakukan pelapisan PCL, nilai yang dilakukan *coating* PCL memiliki nilai *degradation rate* lebih rendah.



Gambar 4.5 Grafik Nilai Rata – Rata *Degradation Rate* Sebelum dan Setelah *Coating* dengan Variasi Konsentrasi PCL

Untuk permukaan paduan Mg - 5%Zn yang dilapisi dengan PCL, peningkatan yang signifikan dari ketahanan korosi dapat dicapai tergantung pada ketebalan lapisan, ketebalan juga menyebabkan porous semakin mengecil sebanding dengan bertambahnya konsentrasi, hal ini berkaitan juga dengan penetrasi ion secara cepat pada sampel yang memiliki porous lebih besar dan lapisan yang lebih tipis. Hal ini menunjukkan bahwa lapisan PCL

BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN



bertindak sebagai lapisan penghalang ionik, memperlambat *degradation rate* dengan membatasi transfer massa (Degner, 2013).

Selain mengurangi laju degradasi paduan Mg - 5%Zn, sampel yang dilapisi PCL juga membantu mempertahankan kekuatan mekanik implan, berbeda dengan sampel yang tidak dilapisi selama uji perendaman. Ini merupakan keuntungan besar untuk aplikasi implan berlapis PCL untuk prosedur ortopedi karena laju pelepasan ion magnesium yang lebih lambat dan kekuatan implan berlapis polimer memungkinkan cukup waktu untuk penyembuhan tulang dan juga mendorong pertumbuhan tulang baru (Wong dkk, 2009). Namun, apabila mengacu pada nilai degradasi per tahun yang ideal untuk aplikasi *orthopedic* nilai degradasi per tahun yang didapat haruslah lebih kecil dari 0,05 cm/tahun agar dapat bertahan paling tidak dua tahun hingga proses rekonstruksi tulang dapat berjalan dengan sempurna (Chen. 2014).



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Penelitian ini menunjukkan bahwa konsentrasi mempengaruhi beberapa hal yaitu semakin tinggi konsentrasi maka semakin kecil ukuran porous, semakin meningkatkan ketebalan, semakin menurunkan laju degradasi dan semakin menurunkan daya adhesi. Konsentrasi optimal pelapisan *polycaprolactone* (PCL) pada paduan Mg – 5%Zn adalah konsentrasi 3,5% (w/v) dengan mempertimbangkan hasil pengujian nya yaitu porous nya yang kecil, ketebalan $\pm 100 \mu\text{m}$, dan laju degradasi sebesar 2,19 cm/tahun. Sedangkan daya adhesi paling baik ada pada konsentrasi 2% (w/v) dengan nilai 4B. Ini merupakan keuntungan besar untuk aplikasi implan *biodegradable* berlapis *polycaprolactone* (PCL) karena laju degradasi yang lebih lambat memungkinkan cukup waktu untuk penyembuhan tulang dan mendorong pertumbuhan tulang baru.

5.2 Saran

Beberapa saran yang dapat diperhatikan untuk penelitian selanjutnya adalah:

1. Penelitian ini hanya sebagai awal dalam pengembangan implan *biodegradable* menggunakan pelapisan *polycaprolactone* (PCL) pada paduan Mg – 5Zn dengan metode *spray coating*. Oleh karena itu, diperlukan penelitian lebih lanjut agar didapatkan implan *biodegradable* yang paling optimal untuk diaplikasikan.
2. Dapat dilakukan penelitian dengan menggunakan metode coating yang lain.
3. Melakukan uji *in vivo* pada animal untuk mendapatkan hasil yang lebih baik dan akurat yang bisa mengukur kesuksesan implan pada saat diaplikasikan.
4. Konsentrasi 3,5% PCL merupakan konsentrasi yang paling berpotensi untuk diaplikasikan sebagai pelapis implan



biodegradable, namun diperlukan pelapisan tambahan seperti kombinasi antara keramik dan polimer (*hybrid coating*), contohnya penambahan lapisan PEO/MAO agar nilai degradasinya dapat lebih rendah dan hasilnya lebih optimal.

DAFTAR PUSTAKA

- Abdulmalik. 2012. *Material Implan dan Maksilofasal*. Yogyakarta : Universitas Gajah Mada
- Agarwal, et al. 2016. *Biodegradable Magnesium Alloys for Orthopaedic Applications: A Review on Corrosion, Biocompatibility and Surface Modifcations*. Materials Science and Engineering: C. Dublin Institut of technology
- Almatsier, S. 2006. *Prinsip Dasar Ilmu Gizi, edisi ke-6*. Jakarta: Gramedia Pustaka Utama
- ASM Metals Handbook, Vol 02. *Properties and Selection Nonferrous Alloys and Special-Purpose Material*
- ASM Metals Handbook, Vol 03. *Alloy Phase Diagrams*.
- ASTM D-3359-09. *Standard Test Methods for Measuring Adhesion by Tape Test*.
- Augello C, H. Liu. 2015. *Surface Modification of Magnesium and its Alloys for Biomedical Applications Volume II: Modification and Coating Techniques* Woodhead Publishing Series in Biomaterials 335-353.
- Baihaqi, Muhammad Yusuf. 2017. *Pengaruh Penambahan Unsur Seng (Zn) Terhadap Sifat Kekerasan Paduan Cu-Zn Untuk Aplikasi Elektroda Las*. Surabaya. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Beard, John, Brian Tobin. 2000. *Iron Status and Exercise*. Journal of The American Journal of Clinical Nutrition: 594S–7S. American Society for Clinical Nutrition, USA.
- Boellaard, E., et al. 2002. *Spray coating and electrodeposition of photoresist for MEMS structures - a comparison*. In: *SAFE 2002 Proceedings of 5th Semiconductor Advances for Future Electronics Workshop*. Utrecht: STW Technology Foundation. 81-86.
- Brar, Harpreet S., et al. 2009. *Magnesium as a Biodegradable and Bioabsorbable Material for Medical Implants*. Materials Science and Engineering, University of Florida, Gainesville, FL, USA: 1 - 9.

- Brunner & Suddarth. 2002. *Buku Ajar Keperawatan Medikal Bedah (Edisi ke-8, Vol.)*. Jakarta: EGC
- Cai, Shuhua, Ting Lei, Nianfeng Li dan Fangfang Feng. 2012. *Effects of Zn on Microstructure, Mechanical Properties and Corrosion Behavior of Mg–Zn Alloys*. Journal of Nonferrous Metals Science: 2570 - 2577.
- Carpenito, Juall lynda. 2012. *Nursing Care Plans & Documentation Handbook of Nursing Diagnosis Package 4th Edition*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Castiglioni, Sara, et al. 2013. *Magnesium and Osteoporosis: Current State of Knowledge and Future Research Directions*. ISSN 2072-6643, Nutrients 2013, 5, 3022-3033
- Chen, Yongjun, Zhigang Xu, Christopher Smith, Jag Sankar. 2014. *Recent Advances on the Development of Magnesium Alloys for Biodegradable Implants*. As a Journal Review of Acta Biomaterialia
- Dai, et al. 2012. *Effects of polycaprolactone coating on the biodegradable behavior and cytotoxicity of Mg-6%Zn-10%Ca₃(PO₄)₂ composite in simulated body fluid*. Materials Science and Engineering C 32 2570 – 2577. Elsevier.
- Dalibor Vojtech, Jiri Kubasek, Jaroslav Capek, etc. 2014. *Comparative Mechanical and Corrosion Studies on Magnesium, Zinc and Iron Alloys as Biodegradable Metals*. Journal Material ISSN 1580 – 2949
- Degner, et al. 2013. *Electrochemical investigations of magnesium in DMEM with biodegradable polycaprolactone coating as corrosion barrier*. Applied Surface Science, 282 264-270. Elsevier
- Dinas Kesehatan Kabupaten Bojonegoro. 2014. *Data Penyakit pada Jaringan Tulang Kabupaten Bojonegoro Tahun 2013-2014*. Dokumen Dinas Kesehatan Kabupaten Bojonegoro
- Ding Wenjiang. 2016. *Opportunities and challenges for the biodegradable magnesium alloys as next-generation biomaterials*. Regenerative Biomaterials. 79–86

- Dumitrescu, A. L. 2011. *The Topical Use of Antibiotics in Periodontal Pockets*. In: *Antibiotics and Antiseptics in Periodontal Therapy*. Verlag Berlin Heidenberg : 171.
- Fikri, Adi Nugraha. 2017. *Pengaruh Komposisi Zn Dan Temperatur Casting Terhadap Morfologi Dan Sifat Mekanik Paduan Mg – Zn Untuk Aplikasi Biodegradable Orthopedic Devices* Surabaya. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Fiqhi, M. Dzikriansyah. 2017. *Analisa Pengaruh Jarak Nozzle Dan Tekanan Udara Pada Pelapisan Dengan Metode Air Spray Terhadap Sifat Magnetik Komposit Barium Heksaferrit/Polianilin*. Surabaya. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Frank, Witte., Norbert Hort., Carla Vogt., Smadar Cohen., Karl Ulrich Kainer., Regine Willumeit., Frank Feyerabend. 2009. *Degradable biomaterials based on magnesium corrosion*. Germany : Hannover Medical School.
- Ginting, R. 2015. *Profil Penderita Osteosarkoma pada Instalasi Patologi Anatomi RSUP Haji Adam Malik Medan Tahun 2009-2012*. Medan: Universitas Sumatera Utara
- Gunawan, Sopyan, Suryanto dan A Naqshbandi. 2014. *Zinc-Doped Biphasic Calcium Phosphate Nanopowders Synthesized Via Sol-Gel Method*. Indian Journal of Chemistry 53A: 152-158.
- Gupta, Manoj, Nai Mui Ling Sharon. 2011. *Magnesium, Magnesium Alloys, and Magnes*
- Graco, 2015. *The Basic of Airless Spraying (Information on Basic Component, Spray Techniques and Safety)*. Minneapolis. North America
- Gray, J. E., & Luan, B. (2002). *Protective coatings on magnesium and its alloys—a critical review*. Journal of Alloys and Compounds, 336, 88-113.
- Hermawan, Hendra. 2012. *Biodegradable Metals from Concept to Applications*. New York: Springer
- Jensen's, B. 2006. *Terapi Jus: Menuju Hidup Sehat dan Panjang Umur*. Jakarta: BIP

- Jinwoo, Kim, Hamouda M. Mousaa., Chan Hee Parka., Cheol Sang Kima. 2016. *Enhanced corrosion resistance and biocompatibility of AZ31 Mg alloy using PCL/ZnO NPs via electrospinning*. Republic of Korea : Chonbuk National University.
- Koc, Erkan, M. Bobby Kannan, Mehmet Unal dan Ercan Candan. 2015. *Influence of Zinc On the Microstructure, Mechanical Properties and in Vitro Corrosion Behavior of Magnesium–Zinc Binary Alloys*. Journal of Alloys and Compounds : 291 - 296.
- Kurniawan, Indra Bayu. 2016. *Pengaruh Penambahan Zn dan Tekanan Kompaksi Terhadap Struktur Mikro, Sifat Mekanik dan Laju Peluruhan Paduan Mg – Zn untuk Aplikasi Orthopedic Devices dengan Metode Metallurgy Serbuk*. Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Lili Tan, et al. 2013. *Biodegradable Materials for Bone Repairs: A Review*. J. Mater. Sci. Technol. 29(6), 503-513
- Olszta, M. J., et al. 2007. *Bone Structure and Formation; A New Perspective*. doi:10.1016/j.mser.2007.05.001
- Park, M. et al. 2013. *Polycaprolactone coating with varying thicknesses for controlled corrosion of magnesium*. Journal of Coatings Technology and Research 10 695-706
- Petra, Gunde. 2010. *Biodegradable magnesium alloys for osteosynthesis alloy development and surface modifications*. ETH Zurich Research Collection. Diss. ETH No. 19171
- Rahmandhika, Firdauzha, 2016. *Pengembangan Biodegradable Material Mg – Fe – Ca Untuk Aplikasi Orthopedic Devices: Variasi Rasio Penyusun Paduan*. Surabaya. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- S. M. B. Respati. 2010. *Bahan Biomaterial Stainless Steel dan Keramik*. Momentum, vol 6, no.1
- Sadino. 2007. *Teknologi Pengecoran Logam*. Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember
- Saito, Eiji. 2011. *Designed biodegradable and Osteoconductive Porous Scaffolds for Human Trabecular Bone*. A

- dissertation for the Doctor of Philosophy degree (Biomedical Engineering) Requirement. Michigan: University of Michigan.
- Salahshoor, Meisam dan Yuebin Guo. 2012. *Biodegradable Orthopedic Magnesium-Calcium (MgCa) Alloys, Processing, and Corrosion Performance*. Journal Materials, 5: 135-155. ISSN: 1996-1944
- Samir Sani Abdulmalik. 2012. *Effect of Zinc Addition on The Properties of Magnesium Alloys*. University Technology Malaysia.
- Siswanto Rudi, 2012. *Pengaruh Temperatur Dan Waktu Peleburan Pengecoran Tuang Paduan Al-21%Mg Terhadap Volume Dan Berat Hasil Pengecoran*. Jurnal Ilmiah Suara Teknik Univ. Muhammadiyah Pontianak Volume 2: 1-68. ISSN: 2086-1826.
- Sjamsulhidajat. 2005. *Buku Ajar Ilmu Bedah, edisi revisi*. Jakarta: EGC
- Song, et al. 2008. *Effect of Zinc on Mechanical Property and Corrosion Property of Extruded Mg – Mn – Zn Alloy*. Transactions of Nonferrous Metals Society of China. 763 – 768.
- Staiger, Mark Peter, George J. Dias dan Alexis Marie Pietak. 2006. *Magnesium and its Alloys as Orthopedic Biomaterials*. Journal of Biomaterials, University of Cantenbury, 27: 1728–1734
- Streitberger, dkk. 2006. *Design Dictionary: Prespective on Design Terminology*. Birkhausscher Verlag A. Berlin: Germany
- Sus, Derthi Widhyari. 2012. *Peran dan Dampak Defisiensi Zinc (Zn) Terhadap Sistem Tanggap Kebal*. <<http://medpub.litbang.pertanian.go.id>>
- Narayanan, T.S.N Sankara., et al. 2015. *Surface Modification of Magnesium and Its Alloy for Biomedical Applications*. Woodhead Publishing Series in Biomaterials.
- Vojtech, Dalibor, et al. 2014. *Magnesium, Zinc and Iron Alloys for Medical Applications in Biodegradabel Implants*.

- Department of Metals and Corrosion Engineering, Institute of Chemical Technology, Prague: 1 - 5.
- Wattler. 2010. *Spray Application of Spray Coating*. Governor of Alberta Employment and Immigration.
- Wong, et al. 2009. *A biodegradable polymer-based coating to control the performance of magnesium alloy orthopaedic implants*. *Biomaterials* 31 2084 – 2096. Elsevier
- Xu, et al. 2012. *Characteristics and cytocompatibility of biodegradable polymer film on magnesium by spin coating*. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 93 67–74. Elsevier.
- Yang Zheng, et al. 2014. *Surface Characteristics and Corrosion Resistance of Biodegradable Magnesium Alloy ZK60 Modified by Fe ion Implantation and deposition*. *Materials International* 24 547 – 553. Elsevier Yin Dong
- Zeeshan, Sheikh., et al. 2015. *Biodegradable Materials for Bone Repair and Tissue Engineering Applications*. *Materials* ISSN 1996-1944. 8, 5744-5794.

LAMPIRAN

A. Perhitungan Weight/Volume (w/v)

$$w/v (\%) = \frac{\text{Massa zat terlarut (gr)}}{\text{Volume larutan (ml)}} \times 100$$

- Konsentrasi 2%

$$\begin{aligned}\text{Massa zat terlarut (PCL)} &= \frac{2 \times 200 \text{ ml}}{100} \\ &= 4 \text{ gr}\end{aligned}$$

- Konsentrasi 2,5%

$$\begin{aligned}\text{Massa zat terlarut (PCL)} &= \frac{2,5 \times 200 \text{ ml}}{100} \\ &= 5 \text{ gr}\end{aligned}$$

- Konsentrasi 3%

$$\begin{aligned}\text{Massa zat terlarut (PCL)} &= \frac{3 \times 200 \text{ ml}}{100} \\ &= 6 \text{ gr}\end{aligned}$$

- Konsentrasi 3,5%

$$\begin{aligned}\text{Massa zat terlarut (PCL)} &= \frac{3,5 \times 200 \text{ ml}}{100} \\ &= 7 \text{ gr}\end{aligned}$$

B. Perhitungan Degradation Rate

- Diketahui $\rho_{\text{Mg}} = 1,738 \text{ gr/cm}^3$
 $\rho_{\text{Zn}} = 7,14 \text{ gr/cm}^3$
 $\rho_{\text{PCL}} = 1,145 \text{ gr/cm}^3$

- Densitas Campuran Mg-5Zn

$$\rho_{\text{campuran}} = \frac{1}{W_{\text{Mg}}\rho_{\text{Mg}} + W_{\text{Zn}}\rho_{\text{Zn}}}$$

$$= \frac{1}{0,95/1,738 + 0,05/7,14}$$

$$= 1,8063 \text{ g/cm}^3$$

- Contoh Perhitungan Degradation Rate

$$\text{Weight Loss} = \frac{\text{Massa Awal} - \text{Massa Akhir}}{\text{Hari (n)}}$$

Variabel	Hari	Massa Awal	Massa Akhir	Weight Loss
Uncoated	3	0,9501	0,6772	0,090966667
	6	0,9856	0,3861	0,099916667
	9	1,0904	0	0,121155556

Weight loss (r_1) dimasukkan ke persamaan 2,1

$$PD/T = \sqrt[3]{\frac{r_1 \times 365}{\rho}} \dots$$

- Perhitungan konversi dari gr/day ke cm/year

Hari 3 : $PD/T = \sqrt[3]{0,09096 \times 365 / 1,8063}$
 $= 2,639136 \text{ cm/year}$

Hari 6 : $PD/T = \sqrt[3]{0,09991 \times 365 / 1,8063}$
 $= 2,722996 \text{ cm/year}$

$$\begin{aligned}\text{Hari 9 : } PD/T &= \sqrt[3]{0,12115 \times 365 / 1,8063} \\ &= 2,90368 \text{ cm/year}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\text{Rata-Rata cm/year} &= \frac{2,639136 + 2,722996 + 2,90368}{3} \\ &= 2,639136 \text{ cm/year}\end{aligned}$$

Tabel Perhitungan Degradation Rate

Variabel	Hari	Massa awal	Massa Akhir	Weight Loss	Rata2	Perhitungan			cm/year	rata2
2% (w/v)	3	0.9305	0.3701	0.1868	0.166315	68.182	23.10236	2.84808	2.736629	
	6	0.986	0.1174	0.144766667		52.83983	17.90392	2.61607		
	9	1.6122	0.1058	0.167377778		61.09289	20.70033	2.745738		
2,5% (w/v)	3	0.8305	0.3201	0.170133333	0.120328	62.09867	21.04112	2.760724	2.438055	
	6	1.1415	0.5636	0.096316667		35.15558	11.9119	2.283812		
	9	1.3746	0.5238	0.094533333		34.50467	11.69135	2.269629		
3% (w/v)	3	0.8105	0.2501	0.1868	0.111187	68.182	23.10236	2.84808	2.333617	
	6	1.3875	1.0356	0.05865		21.40725	7.253498	1.93575		
	9	1.321	0.528	0.088111111		32.16056	10.89708	2.217022		
3,5% (w/v)	3	1.0405	0.7201	0.1068	0.08672	38.982	13.20842	2.363834	2.199059	
	6	1.0608	0.5981	0.077116667		28.14758	9.537351	2.120684		
	9	1.0473	0.3611	0.076244444		27.82922	9.429479	2.112658		
Uncoated	3	0.9501	0.6772	0.090966667	0.104013	33.20283	18.38168	2.639136	2.755271	
	6	0.9856	0.3861	0.099916667		36.46958	20.19021	2.722996		
	9	1.0904	0	0.121155556		44.22178	24.48197	2.90368		

C. Perhitungan Luas Tape Test

- Luas Keseluruhan = 11 mm x 11 mm
= 121 mm²

Klasifikasi	Luas Maksimum Terkelupas (mm ²)	Persen Area yang Terkelupas
5B	0	0%
4B	6,05	<5%
3B	18,15	5-15%
2B	42,35	15-35%
1B	78,65	35-65%
0B	121	>65%

- Konsentrasi 2%

$$\text{Luas Terkelupas} = 2,8 \times 2,1$$

$$= 5,88 \text{ mm}^2$$
- Konsentrasi 2,5%

$$\text{Luas Terkelupas} = 3,4 \times 3,6$$



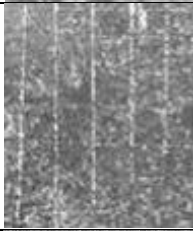

$$= 12,24 \text{ mm}^2$$
- Konsentrasi 3%

$$\text{Luas Terkelupas} = 4,6 \times 3,9$$

$$= 17,94 \text{ mm}^2$$
- Konsentrasi 3,5%

$$\text{Luas Terkelupas} = 6,5 \times 6,3$$

$$= 40,95 \text{ mm}^2$$

Spesimen	Rating Number ASTM D-3359	Luas Area Terkelupas (mm ²)	Gambar Hasil Tape Test	
2% (w/v)	4B	5,88		
2,5% (w/v)	3B	12,24		
3% (w/v)	3B	17,94		
3,5% (w/v)	2B	40,95		

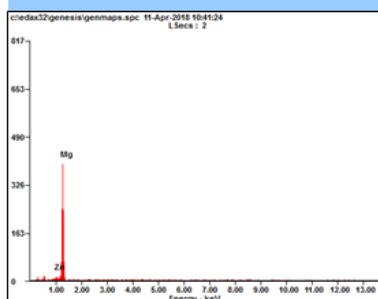
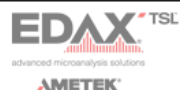
D. Hasil Uji SEM-EDX Paduan Mg-5%Zn

Microanalysis Report

Prepared for: Company Name Here

Prepared by: Your Name Here

4/11/2018



Element	Wt%	At%
ZnL	04.41	01.69
MgK	95.59	98.31
Matrix	Correction	ZAF

E. Hasil Uji XRD Paduan Mg-5Zn

This is the simple example template containing only headers for each report item and the bookmarks. The invisible bookmarks are indicated by text between brackets.

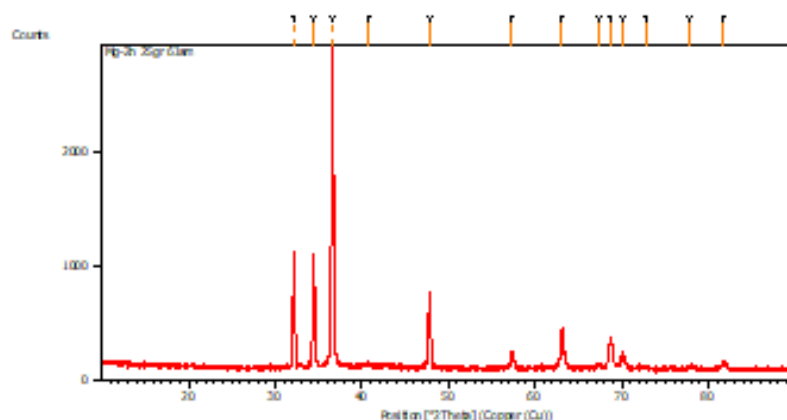
Modify it according to your own needs and standards.

Measurement Conditions: (Bookmark 1)

Dataset Name	Mg-Zn 25gr 6Jam
File name	E:\DATA PENGUJIAN\Demhimbing\P. Agung P\Hidayat\Mg-Zn 25gr 6Jam\Mg-Zn 25gr 6Jam.xrdml
Comment	Configuration=Reflection-Transmission
Spinner, Owner=User-1, Creation date=1/15/2016 11:44:36 AM	Goniometer=PW3050/60 (Theta/Theta);
Minimum step size 2Theta:0.001; Minimum step size Omega:0.001	Sample stage=Reflection-Transmission
Spinner PW3064/60; Minimum step size Phi:0.1	Diffraction system=XPRT-PRO
	Measurement
program=C:\PANalytical\Data Collector\Programs\test.xrdmp	
Identifier={2E8976FB-46E6-429A-801C-ED791707351C}	
Measurement Date / Time	3/29/2018 7:44:04 AM
Operator	Institut Teknologi
Raw Data Origin	XRD measurement (* XRDML)
Scan Axis	Gonio
Start Position [°2Th.]	10.0084
End Position [°2Th.]	89.9764
Step Size [°2Th.]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1600
Scan Type	Continuous
PSD Mode	Scanning
PSD Length [°2Th.]	2.12
Offset [°2Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2177
Specimen Length [mm]	10.00
Measurement Temperature [°C]	25.00
Anode Material	Cu

K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffractometer Type	0000000011119014
Diffractometer Number	0
Goniometer Radius [mm]	240.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	100.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: (Bookmark 2)



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
32.1474	945.28	0.1428	2.78213	35.80
32.2720	842.56	0.0612	2.77856	31.91

34.4464	962.14	0.1836	2.60153	36.44
36.6132	2640.15	0.1428	2.45239	100.00
36.6811	2614.49	0.1020	2.45408	99.03
40.7624	16.76	0.9792	2.21182	0.63
47.8672	654.60	0.1224	1.89880	24.79
57.3856	126.76	0.3264	1.60441	4.80
63.1394	324.53	0.2448	1.47134	12.29
67.4626	24.31	0.6528	1.38718	0.92
68.6792	246.68	0.2856	1.36554	9.34
70.0909	131.93	0.2448	1.34146	5.00
72.7505	25.55	0.6528	1.29883	0.97
77.8779	18.41	0.6528	1.22563	0.70
81.6773	70.80	0.4080	1.17795	2.68

Pattern List: (Bookmark 4)**Document History:** (Bookmark 5)

Insert Measurement:

- File name = "Mg-Zn 25gr 6Jam.xrdml"
- Modification time = "4/2/2018 3:04:09 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Default properties:

- Measurement step axis = "None"
- Internal wavelengths used from anode material: Copper (Cu)
- Original K-Alpha wavelength = "1.54060"
- Used K-Alpha wavelength = "1.54060"
- Original K-Alpha2 wavelength = "1.54443"
- Used K-Alpha2 wavelength = "1.54443"
- Original K-Beta wavelength = "1.39225"
- Used K-Beta wavelength = "1.39225"
- Irradiated length = "10.00000"
- Spinner used = "No"
- Receiving slit size = "0.10000"
- Step axis value = "0.00000"

A. Data JCPDS Mg-Zn (01-077-2918)

Name and formula

Reference code:	01-077-2918
Compound name:	Magnesium Zinc
Empirical formula:	$\text{Mg}_{1.95}\text{Zn}_{0.05}$
Chemical formula:	$(\text{Mg}_{39}\text{Zn})_{0.05}$

Crystallographic parameters

Crystal system:	Hexagonal
Space group:	P63/mmc
Space group number:	194
a (Å):	3.1957
b (Å):	3.1957
c (Å):	5.1882
Alpha (°):	90.0000
Beta (°):	90.0000
Gamma (°):	120.0000
Volume of cell (10^6 pm^3):	45.89
Z:	1.00
RIR:	4.00

Subfiles and quality

Subfiles:	ICSD Pattern Inorganic
Quality:	Blank (B)

Comments

ANX:	N
Creation Date:	11/13/2009
Modification Date:	1/19/2011
ANX:	N

Analysis: Mg1.95 Zn0.05
 Formula from original source: (Mg39 Zn)0.05
 ICSD Collection Code: 642924 FIZ642924
 Minor Warning: No ~~esd~~ reported/abstracted on the cell dimension. No R factors reported/abstracted
 Significant Warning: unit cell dimensions taken from figure
 Wyckoff Sequence: c (P63/MMC)
 Unit Cell Data Source: Powder Diffraction.

References

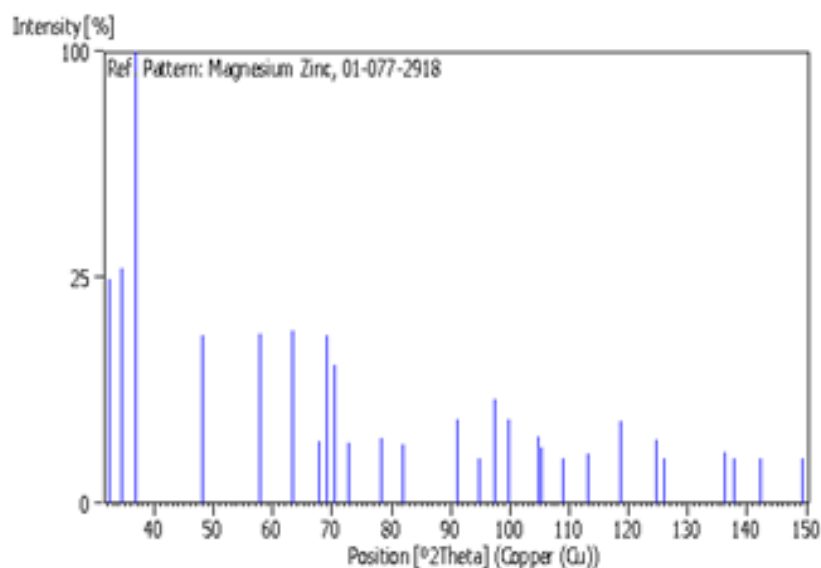
Primary reference: *Calculated from ICSD using POWD-12++*
 Structure: Hardie, D., ~~Parkins~~, R.N., *Philos. Mag.*, 4, 815, (1959)

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	0	0	2.76760	32.321	24.7
2	0	0	2	2.59410	34.548	27.0
3	1	0	1	2.44190	36.776	100.0
4	1	0	2	1.89270	48.031	13.9
5	1	1	0	1.59780	57.645	14.2
6	1	0	3	1.46660	63.367	14.6
7	2	0	0	1.38380	67.650	1.9
8	1	1	2	1.36050	68.970	13.8
9	2	0	1	1.33700	70.359	9.5
10	0	0	4	1.29700	72.870	1.8
11	2	0	2	1.22090	78.237	2.1
12	1	0	4	1.17450	81.969	1.7
13	2	0	3	1.08050	90.944	3.4
14	2	1	0	1.04600	94.855	1.0
15	2	1	1	1.02540	97.392	5.4
16	1	1	4	1.00700	99.804	3.4
17	1	0	5	0.97160	104.899	2.2
18	2	1	2	0.97010	105.130	1.5
19	2	0	4	0.94630	108.980	0.7
20	3	0	0	0.92250	113.234	1.2
21	2	1	3	0.89500	118.784	3.3
22	3	0	2	0.86920	124.803	2.0
23	0	0	6	0.86470	125.955	0.3
24	2	0	5	0.83020	136.204	1.3
25	1	0	6	0.82540	137.893	0.4
26	3	0	3	0.81420	142.199	0.9

27	2	1	4	0.81420	142.199	0.9
28	2	2	0	0.79890	149.245	0.8

Stick Pattern



BIODATA PENULIS



Penulis yang bernama lengkap Hidayat dilahirkan di Labuhan Haji pada 05 Juli 1995 dari Bapak (Alm) Tgk. H. Abdullah Ajie dan Ibu (Almh) Cut Syarifah. Penulis merupakan anak ketujuh dari 7 bersaudara. Penulis menempuh pendidikan formal di SDN 16 Banda Aceh, MTsS Darul ‘Ulum Islamic Boarding School Banda Aceh, SMA Unggul Negeri 10 Fajar Harapan Boarding School Banda Aceh. Setelah itu melanjutkan pendidikan perguruan tingginya di Departemen Teknik

Material dan Metalurgi FTI – ITS angkatan 2014. Selama menjadi mahasiswa, penulis aktif dan berprestasi di bidang akademik maupun non akademik. Dalam bidang akademik, penulis mendapatkan beasiswa studi ekskursi ke singapura dari international office (IO) ITS dan mendapatkan pendanaan PKM dari Kemenristekdikti. Sedangkan dalam bidang non akademik, penulis aktif di beberapa kegiatan mahasiswa diantaranya LDJ Ash-habul kahfi sebagai Staff Syi’ar (2015/2016), Badan Eksekutif Mahasiswa (BEM ITS) sebagai Staff Kesejahteraan Mahasiswa (2015/2016), Himpunan Mahasiswa Teknik Material dan Metalurgi (HMMT) sebagai Sekretaris Umum Badan Semi Otonom Kewirausahaan (2016/2017), Indonesian Corrosion Association (INDOCOR) ITS SC sebagai Head of Internal (2016/2017) kemudian lanjut menjadi Vice President (2017/2018), dan PMKTR (Aceh-Surabaya) sebagai pelatih tari tradisional Aceh. Selain Itu, penulis pernah kerja praktek di PT. Timah Bangka mengenai pemurnian dan peleburan timah. Penulis dapat dihubungi melalui alamat e-mail dan nomor telepon: Hidayat0507@gmail.com dan +6285260077943